

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA



TESI DI LAUREA IN BIOINGEGNERIA

**CONFRONTO TRA TECNOLOGIA MARKERLESS
E MARKER-BASED NELL'ANALISI DEL CAMMINO
TRAMITE ACQUISIZIONE SIMULTANEA**

Relatore: Prof.ssa Chiara Dalla Man
Correlatori: Dott.ssa Elena Ceseracciu
Zimi Sawacha, PhD

Laureanda: Silvia Menato

Anno Accademico 2009-2010

INDICE

Titolo: CONFRONTO TRA TECNOLOGIA MARKERLESS E MARKER-BASED NELL'ANALISI DEL CAMMINO TRAMITE ACQUISIZIONE SIMULTANEA.

ABSTRACT	5
SOMMARIO	7
CAPITOLO 1 - INTRODUZIONE	9
1.1 OBIETTIVI E ORGANIZZAZIONE DELLA TESI	10
1.2 SISTEMI PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO	11
1.2.1 <i>SISTEMI OPTOELETTRONICI</i>	12
CAPITOLO 2 - ACQUISIZIONE DEL MOVIMENTO UMANO: TECNOLOGIA MARKER-BASED	13
2.1 ARCHITETTURA DI SISTEMI DI ACQUISIZIONE DEL MOVIMENTO UMANO	13
2.1.1 <i>ACQUISIZIONE DELL'IMMAGINE</i>	14
2.1.2 <i>PREELABORAZIONE DELL'IMMAGINE</i>	14
2.1.3 <i>CALIBRAZIONE DEL SISTEMA</i>	15
2.1.4 <i>TRACKING</i>	18
2.2 ERRORI ED ARTEFATTI	19
2.3 DEFINIZIONE DEI SISTEMI RIFERIMENTO	20
2.4 POSA DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO	22
2.4.1 <i>DEFINIZIONE DI SISTEMI ANATOMICI</i>	23
2.5 PROTOCOLLI PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO	25
2.5.1 <i>PROTOCOLLO SAFLo</i>	25
2.5.2 <i>PROTOCOLLO DAVIS</i>	27
2.5.3 <i>PROTOCOLLO CAST</i>	28
2.5.4 <i>PROTOCOLLO IOR-gait</i>	31
CAPITOLO 3 - MARKERLESS MOTION CAPTURE	33
3.1 INTRODUZIONE	33
3.2 STATO DELL'ARTE	34
3.3 ACQUISIZIONE DEI DATI	35
3.4 SEGMENTAZIONE DELLE IMMAGINI ACQUISITE	36
3.5 RICOSTRUZIONE DELLA RAPPRESENTAZIONE 3D	38
3.6 DEFINIZIONE DEL MODELLO	40

3.6.1	<i>GENERAZIONE DEL MODELLO</i>	41
3.7	MODEL MATCHING	44
3.7.1	<i>ARTICULATED ICP</i>	44
3.8	CONSIDERAZIONI	46
CAPITOLO 4 - PROCEDURA SPERIMENTALE		49
4.1	SET-UP DEL LABORATORIO	49
4.2	PROCEDURA MARKER-BASED	51
4.3	PROCEDURA MARKERLESS	54
4.4	PROCEDURA PER IL CONFRONTO	56
4.5	CALCOLO DEGLI ANGOLI ARTICOLARI	58
CAPITOLO 5 - RISULTATI		61
5.1	TRAIETTORIE DEI PUNTI DI REPERE ANATOMICO	61
5.2	ANGOLI ARTICOLARI	66
CONCLUSIONI		69
BIBLIOGRAFIA		71

Abstract

Human motion capture techniques are widely used over several application's fields, ranging from digital animation to sports and clinical gait analysis. Nowadays most common gait analysis methods require laboratory environments and employ markers attached to the skin of the patients. In the last few years other non-invasive methods have drawn increasing attention; they employ synchronized video sequences acquired with common cameras. In this thesis these two motion capture technologies have been applied to gait analysis in order to develop a method that allowed comparisons between joint kinematics evaluated with the two different methodologies. This was performed through simultaneous markerless and marker-based acquisition by means of the same motion capture system. The final results are consistent but they suggest a better experimental set-up in terms of number and configuration of cameras.

Sommario

L'acquisizione e l'analisi del movimento umano sono oggi impiegate in diversi campi, da applicazioni grafiche e animazioni a applicazioni sportive e clinico-riabilitative. In particolare per applicazioni biomeccaniche e cliniche i metodi attualmente più comuni prevedono un ambiente di laboratorio controllato e l'utilizzo di marker applicati sulla pelle del paziente. Negli ultimi anni l'attenzione si è rivolta verso sistemi non invasivi basati sull'acquisizione di sequenze video sincronizzate ottenute con comuni telecamere. In questa tesi sono state analizzate queste due diverse tecnologie nell'ambito dell'analisi del cammino, con lo scopo di sviluppare al contempo un metodo in grado di metterle in relazione attraverso il confronto della stima degli angoli articolari misurati con entrambe le tecnologie. I risultati ottenuti possono ritenersi soddisfacenti suggerendo la necessità di un set-up sperimentale migliore in termini di numero e configurazione di telecamere.

Capitolo 1

INTRODUZIONE

L'analisi del movimento umano ha come obiettivi la misura e la descrizione delle quantità che caratterizzano l'esecuzione di un atto motorio, ovvero del movimento assoluto e relativo dei segmenti ossei del soggetto durante l'esecuzione di esercizi fisici. Quest'analisi nei suoi vari aspetti comprende un vasto insieme di grandezze rilevabili, complesse strumentazioni e numerose metodologie. I moderni sistemi di analisi del movimento sono spesso costituiti da più strumenti interfacciati, ognuno con lo scopo di indagare un diverso aspetto del movimento stesso: per esempio si utilizzano laboratori con speciali sistemi di telecamere, per la ricostruzione della scena tridimensionale, pedane di forza e pressione, per lo studio delle forze che il corpo umano scambia col terreno, ed elettromiografi, per la registrazione dell'attività elettrica associata alla contrazione muscolare. Le potenziali applicazioni di questa analisi trovano sbocco in diversi campi: nell'ambito della videosorveglianza, dell'intrattenimento (videogiochi, ambienti virtuali, animazione digitale) e nel campo clinico e sportivo con l'analisi biomeccanica; è proprio questa varietà di scenari applicativi che ha motivato lo sviluppo dei metodi per l'analisi del movimento nei secoli.

In particolare la bioingegneria mette a disposizione strumenti e metodi necessari per una valutazione quantitativa del movimento, consentendo al clinico l'analisi di aspetti non individuabili con gli esami tradizionali. Tali valutazioni possono essere di ausilio all'analisi clinica di pazienti e, specialmente per problemi ortopedici, richiedono un'elevata accuratezza e precisione affinché il loro uso sia valido. Il miglioramento dell'affidabilità dell'analisi del movimento ha quindi un impatto positivo sia sulla metodologia utilizzata, sia sulle ricadute cliniche della stessa.

I sistemi che hanno trovato un maggiore utilizzo negli ultimi trent'anni sono appunto sistemi optoelettronici, attraverso i quali si acquisiscono le posizioni istantanee assunte nello spazio da appositi marker riflettenti, posizionati su specifici punti di repere anatomici. Dalle traiettorie dei marker così ottenute si può inferire il relativo movimento tra due segmenti corporei adiacenti, con l'obiettivo di definire con precisione il movimento dell'articolazione.

1.1 OBIETTIVI E ORGANIZZAZIONE DELLA TESI

Nella presente tesi viene presentato un metodo per confrontare dal punto di vista biomeccanico due differenti tecniche di analisi del movimento umano, permettendo così di mettere in relazione i risultati che si ottengono con ciascuna di esse. Ad una tecnica marker-based convenzionale ne viene, infatti, affiancata una totalmente non invasiva e automatica che utilizza i dati acquisiti da un comune sistema ottico di acquisizione del movimento. La seconda tecnica, che prende il nome di *markerless motion capture*, pur consentendo al soggetto sotto analisi di muoversi in totale libertà, riducendo in maniera sensibile i tempi di preparazione e riducendo gli errori legati all'applicazione di marker sulla pelle non ha ancora raggiunto le caratteristiche di precisione nella stima dei parametri cinematici proprie dell'analisi marker-based.

Il lavoro presentato è suddiviso in cinque capitoli: nel primo si introduce il problema dell'analisi del movimento riportando una breve descrizione dei sistemi utilizzati.

Nel secondo capitolo vengono descritti un comune sistema stereofotogrammetrico e la tecnologia attuale di acquisizione del movimento umano, che comporta l'applicazione di marker sul corpo; vengono inoltre brevemente illustrati diversi protocolli per l'analisi del movimento.

Nella parte successiva viene fornita una descrizione dettagliata del sistema markerless a rappresentazione tridimensionale.

La quarta parte è dedicata alla presentazione di un metodo per il confronto tra la tecnologia marker-based e markerless. Vengono illustrati nel dettaglio l'ambiente di laboratorio in cui si è operato e le fasi di lavoro.

Infine nell'ultimo capitolo vengono riportati e discussi i risultati ottenuti dall'applicazione del metodo proposto.

1.2 SISTEMI PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO

Lo studio del movimento umano prevede la misura di variabili cinematiche (posizione, velocità e accelerazione) e dinamiche (forze) caratterizzanti il movimento dei segmenti anatomici durante un atto motorio. Per la misura delle grandezze cinematiche sono disponibili diversi sistemi. Gli elettrogoniometri e gli accelerometri, ad esempio, consentono di ottenere misure dirette di alcune delle variabili di interesse (misure angolari con i primi e accelerazioni con i secondi) grazie al contatto tra la superficie del corpo e il dispositivo elettrico; lo svantaggio è che essendo ingombranti possono ridurre la naturalità del movimento, inoltre se si vogliono ottenere misure di posizioni e velocità integrando l'accelerazione bisogna tenere presente che viene integrato anche il rumore presente (effetto drift). Esistono anche sistemi basati su sensori elettromagnetici che sfruttano un generatore esterno di campo magnetico ma consentono misure poco accurate, sistemi basati su sensori acustici che a partire dalla velocità nota del suono dell'aria localizzano la posizione di una sorgente posta sul segmento anatomico. Questi ultimi sistemi sono difficilmente impiegabili a causa di interferenze ed echi difficilmente eliminabili.

Infine si possono utilizzare anche sistemi optoelettronici che utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o dell'infrarosso che garantiscono una accuratezza elevata. Nonostante ciò essi non forniscono una misura diretta delle variabili cinematiche bensì una loro stima. Questi sistemi si basano sull'uso di marcatori cooperativi posti sulla superficie corporea del soggetto le cui immagini acquisite da più telecamere sono ricostruite in tre dimensioni. I marcatori possono essere passivi

o attivi. I primi sono costituiti da supporti di materiale plastico ricoperti da una pellicola catarifrangente, richiedono un dispositivo aggiuntivo d'illuminazione che opera nell'intorno di lunghezze d'onda specifiche (708-820 nm) e vengono riconosciuti come punti luminosi sulla scena una volta che le telecamere vengono dotate di un opportuno filtro ottico. I marcatori attivi, invece, sono costituiti da LED e generano autonomamente il segnale luminoso, ma la necessità di alimentazione e sincronizzazione via cavo ne riduce l'impiego a particolari applicazioni. Inoltre i marcatori passivi richiedono un sistema di preelaborazione affinché siano identificati e sono caratterizzati da ampi angoli di riflessione; quelli attivi, invece, non necessitano di particolari procedure di preelaborazione ma hanno angoli di emissione inferiori tali da rendere critico il set-up delle telecamere per movimenti complessi.

1.2.1 SISTEMI OPTOELETTRONICI

I sistemi optoelettronici per l'analisi del movimento, sviluppati a partire dai primi anni Ottanta, utilizzano telecamere dotate di dispositivi per la rilevazione del segnale luminoso e la trasduzione in segnale elettrico quali i sensori CCD e CMOS. I sensori del primo tipo sono composti da una matrice di condensatori Mos nei quali viene accumulata carica proporzionalmente al numero di fotoni incidenti, successivamente la carica accumulata viene portata ad un circuito in lettura e convertita con un segnale analogico. Selezionato il pixel di interesse il segnale acquisito verrà portato ad un convertitore analogico-digitale per la conversione in una stringa di bit. I sensori CMOS hanno una struttura simile ai sensori CCD appena descritti, ma si discostano da questi in quanto ciascun pixel è collegato ad un convertitore analogico-digitale che permette di fornire direttamente in uscita un segnale di tipo digitale; inoltre questi sensori richiedono una circuiteria esterna ridotta ma riducono l'area sensibile del sensore stesso.

Capitolo 2

ACQUISIZIONE DEL MOVIMENTO UMANO: TECNOLOGIA MARKER-BASED

2.1 ARCHITETTURA DI SISTEMI DI ACQUISIZIONE DEL MOVIMENTO UMANO

Un sistema stereofotogrammetrico a marcatori passivi è un sistema optoelettronico che utilizza più telecamere in posizioni differenti e, a partire dalle immagini registrate di uno stesso oggetto, vengono ricostruire le coordinate tridimensionali dei punti dell'oggetto in questione (**Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**). Questo tipo di sistema prevede una struttura hardware di acquisizione (telecamere, illuminatori, schede di acquisizione) e una infrastruttura software di elaborazione.

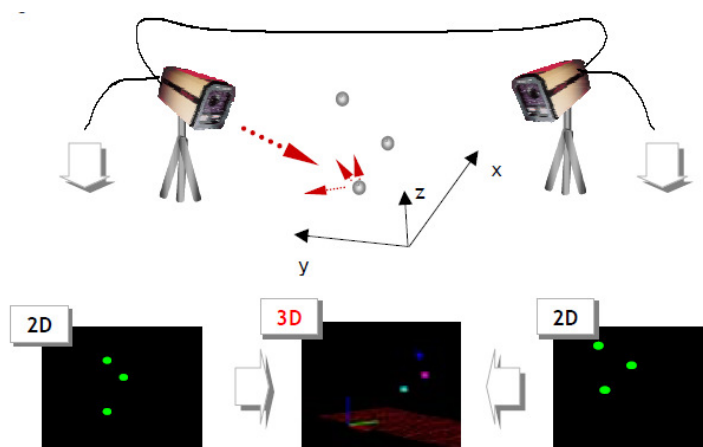


Figura 2.2.1 – Schema di due telecamere in un sistema optoelettronico, da ciascuna immagine registrata viene ricostruita la corrispondente immagine tridimensionale.

2.1.1 ACQUISIZIONE DELL'IMMAGINE

L'acquisizione fisica del segnale luminoso si basa sulla tecnologia CCD o CMOS, illustrata al paragrafo 1.2.1, che dà in uscita un segnale elettrico. Quest'ultimo viene inviato a una scheda di acquisizione, il quale ha il compito di ricomporre l'immagine bidimensionale del frame acquisito e di relazionarlo ad un sistema di riferimento assoluto. L'immagine così ottenuta sarà rappresentata da una matrice dove ogni valore corrisponde all'intensità rilevata da un pixel in posizione (x,y). Prima di poter estrapolare dall'immagine le coordinate 2D di un marcatore è necessario preelaborare l'immagine stessa.

2.1.2 PREELABORAZIONE DELL'IMMAGINE

Una volta che l'immagine della scena è stata acquisita attraverso la telecamera, viene filtrata per ridurre possibili gradienti di illuminazione. In seguito si analizza l'istogramma dei pixel appartenenti allo sfondo e alle caratteristiche di interesse per definire la soglia ottima per separare i marcatori. Il valore di soglia viene determinato minimizzando la probabilità di riconoscere come appartenente allo sfondo un pixel che rappresenta parte di una caratteristica e viceversa. Dopo questa operazione di sogliatura si procede stimando il centro del marcatore con una tecnica chiamata "*blob analysis*" o con un metodo di cross-correlazione.

La blob analysis ha come obiettivo l'estrazione dall'immagine delle caratteristiche di interesse eliminando false misure dovute soprattutto a riflessi e consiste nell'analisi dei blob (macchie) cromatici di intensità omogenea presenti nell'immagine. I blob vengono così separati dal resto dell'immagine e classificati in utili e inutili, in base ad una verifica della loro dimensione o della loro forma. La tecnica di cross-correlazione, invece, mappa la forma attesa del marcatore con l'effettiva caratteristica sull'immagine tramite una maschera bidimensionale.

2.1.3 CALIBRAZIONE DEL SISTEMA

Per poter ricostruire la scena tridimensionale bisogna provvedere alla calibrazione delle telecamere, ossia alla determinazione dei loro parametri geometrici quali lunghezza focale, coordinate del punto principale, coefficienti di distorsione, posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto. La calibrazione, infatti, definisce il sistema di riferimento assoluto a cui ogni dato di ogni telecamera viene riportato. Se si usano 6 telecamere, per esempio, ciascuna di esse avrà il proprio sistema di riferimento che viene usato per riportare, durante la fase di calibrazione, le matrici rappresentanti l'immagine dal sistema di riferimento della telecamera a quello assoluto; queste operazioni vengono eseguite tramite prodotti di matrici.

Le coordinate dei marcatori si ricavano tramite rototraslazioni del sistema di riferimento a cui sono riferiti i dati a disposizione, ossia all'immagine. Quest'ultima viene trasformata dal sistema di riferimento del sensore al sistema di riferimento del piano immagine e a sua volta dal sistema di riferimento del piano immagine ci si riporta al sistema di riferimento della telecamera. Per eseguire questa serie di operazioni si utilizza un modello geometrico della telecamera, noto come modello *pin-hole*, costituito da una scatola con un foro di diametro infinitesimo attraverso il quale filtrano i raggi luminosi provenienti per riflessione dall'oggetto esterno. Il punto dove si trova il foro e il piano su cui avviene la proiezione sono detti rispettivamente *centro di prospettiva* e *piano immagine*, la distanza tra il centro di prospettiva e il piano immagine è chiamata *lunghezza focale* f (Figura 2.2.2).

Considerando una terna cartesiana con l'origine nel centro di prospettiva e l'asse Z perpendicolare al piano immagine (ossia coincidente con l'asse ottico), si può facilmente esprimere le coordinate dell'oggetto sul piano immagine. In particolare, le coordinate di un punto P nel sistema di riferimento della telecamera (X_p, Y_p) e della sua proiezione p sul piano immagine (x_p, y_p) sono espresse dalla relazione:

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \end{pmatrix} = -f \begin{pmatrix} \frac{1}{z_p} & 0 \\ 0 & \frac{1}{z_p} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \end{pmatrix}. \quad \text{Eq. 2.1}$$

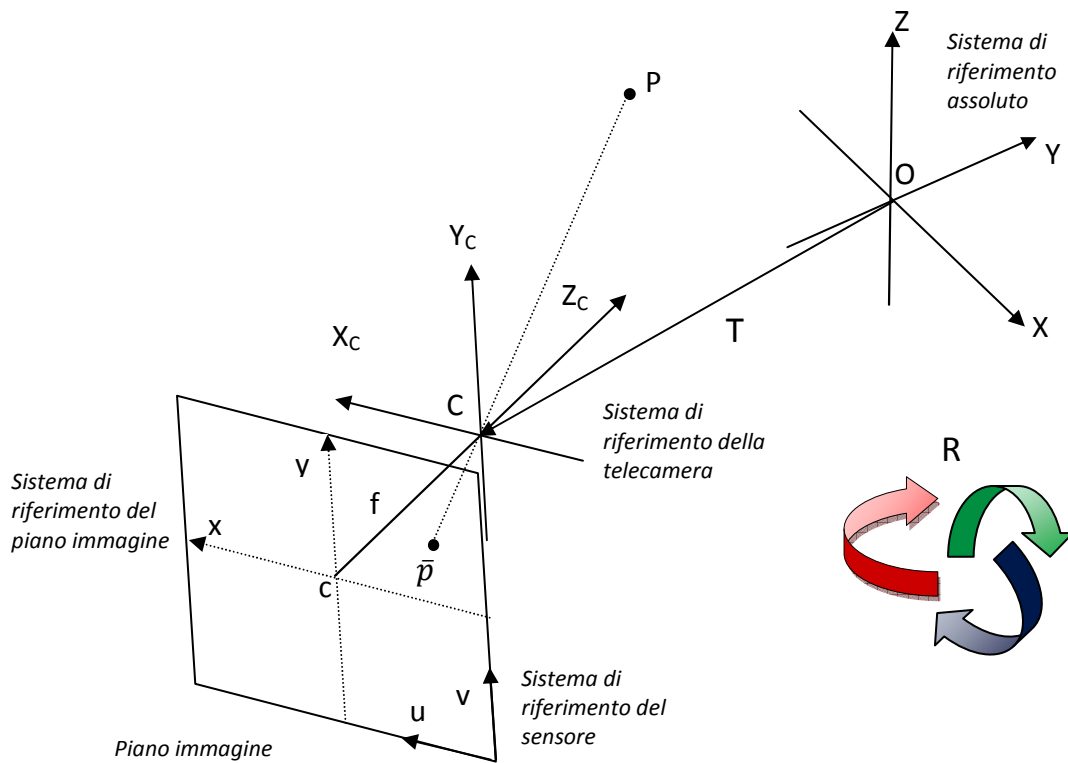


Figura 2.2.2 – Proiezione sul piano immagine di un punto P nello spazio 3D. [1]

In coordinate omogenee la Eq. 2.1 diventa:

$$\lambda \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix}. \quad \text{Eq. 2.2}$$

Il sensore della telecamera ha un proprio sistema di riferimento centrato sull'angolo inferiore destro del piano immagine, nel quale sono espresse le coordinate bidimensionali in uscita dalla telecamera. Date le dimensioni orizzontale e verticale del pixel (k_u, k_v) e le coordinate del punto principale (u_0, v_0), le coordinate (u, v) del punto p nel sistema di riferimento del sensore sono:

$$p = \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1/k_u & 0 & u_0 \\ 0 & 1/k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ 1 \end{pmatrix}. \quad \text{Eq. 2.3}$$

Il punto P nel sistema di riferimento della telecamera è dato da:

$$P = \begin{pmatrix} X_p \\ Y_p \\ Z_p \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_a \\ Y_a \\ Z_a \\ 1 \end{pmatrix}, \quad \text{Eq. 2.4}$$

dove la matrice R e il vettore T esprimono rispettivamente l'orientamento e la traslazione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto. Il modello pin-hole della telecamera può essere pertanto rappresentato come una matrice A di dimensioni 3x4 ottenuta come composizione delle trasformazioni riportate in Eq. 2.2, 2.3, 2.4:

$$A = \begin{pmatrix} 1/k_u & 0 & u_0 \\ 0 & 1/k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} -f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{pmatrix} = HMD . \quad \text{Eq. 2.5}$$

Si può osservare che operativamente i parametri di calibrazione stabiliscono una trasformazione di coordinate dal sistema assoluto al sistema di coordinate della telecamera localizzato nel suo centro di prospettiva (parametri estrinseci, matrice D), una trasformazione prospettica dallo spazio 3D a quello 2D e una trasformazione 2D dal sistema di coordinate del piano dell'immagine al sistema di riferimento del sensore (parametri intrinseci, matrici H e M).

La determinazione dei parametri geometrici delle telecamere implica l'utilizzo di un insieme di punti di controllo distribuiti internamente al volume di calibrazione. Esistono diversi metodi di soluzione: quelli che prevedono la soluzione in forma chiusa delle equazioni di collinearità ($\lambda p = AP$), assumendo note le coordinate dei punti di controllo, il metodo *bundle adjustment* che stima le coordinate dei punti di controllo e i parametri di calibrazione iterativamente, oppure metodi basati sulla geometria epipolare che non richiedono la conoscenza delle coordinate nello spazio 3D dei punti di controllo e utilizzano soluzioni lineari.

Calibrate le telecamere, è possibile ricostruire la posizione dei marcatori nello spazio a partire da almeno due punti 2D. Il punto di partenza sono le coordinate delle proiezioni nei sistemi di riferimento del piano immagine (x, y), il punto di arrivo sono le coordinate del marker nello spazio (X, Y, Z). A causa del rumore le rette sono sghembe, come illustrato in Figura 2.3, pertanto la posizione del punto si ottiene come soluzione ai minimi quadrati del sistema di equazioni:

$$\begin{cases} a_{111}X + a_{121}Y + a_{131}Z = a_{141} \\ a_{211}X + a_{221}Y + a_{231}Z = a_{241} \\ a_{112}X + a_{122}Y + a_{132}Z = a_{142} \\ \vdots \\ a_{11k}X + a_{12k}Y + a_{13k}Z = a_{14k} \\ a_{21k}X + a_{22k}Y + a_{23k}Z = a_{24k} \\ \vdots \end{cases} \quad \text{Eq. 2.6}$$

dove gli indici a_{ijk} si ottengono dalle equazioni di collinearità per ogni telecamera k .

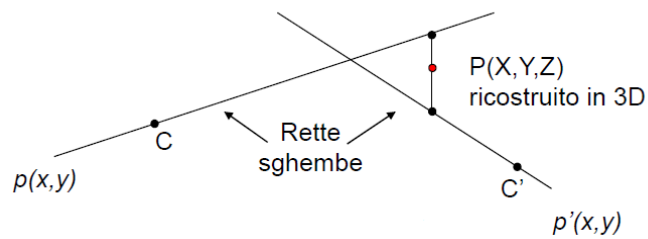


Figura 2.3 – Ricostruzione 3D tramite triangolazione. [1]

2.1.4 TRACKING

Una volta ricostruita ad ogni istante di tempo la posizione 3D di ciascun marker, il passo successivo è calcolarne le traiettorie (*tracking*). Questo è uno dei problemi più complessi di tutta l'analisi del movimento; per risolverlo esistono diversi metodi in base alle informazioni utilizzabili (regolarità della traiettoria e informazioni a priori su forma e tipo di moto del soggetto).

Per sfruttare l'informazione sulla regolarità della traiettoria si utilizzano stimatori ricorsivi dello stato di sistemi dinamici, come il filtro Kalman, che prevedono un passo di predizione e uno di aggiornamento: l'algoritmo calcola la posizione attesa del marcatore in base alle misure precedenti, al modello dinamico e alla varianza della predizione, e aggiorna la posizione del marcatore. Se si hanno a disposizione informazioni a priori su forma e tipo di moto si può utilizzare un approccio statistico: si definisce la densità di probabilità congiunta della posizione relativa dei marcatori e della loro velocità. Dal punto di vista computazionale entrambi questi metodi sono pesanti e complessi; in alternativa si possono utilizzare modelli biomeccanici e filtri di Kalman estesi. I modelli biomeccanici devono riprodurre con una certa approssimazione le caratteristiche cinematiche e meccaniche del soggetto in esame. In particolare deve essere descritta la sua topologia in termini di catena cinematica in base alla configurazione strutturale del sistema scheletrico e in termini di forma di superfici. I vantaggi dell'uso di modelli consistono nella possibilità di prevedere le auto-occlusioni dei marker e di stimare direttamente le variabili cinematiche del modello senza richiedere la ricostruzione 3D dei marker.

Quest'ultimo è ottenuto utilizzando un filtro Kalman esteso nel quale le variabili di stato sono rappresentate dalle grandezze cinematiche del modello. In questo approccio i problemi di tracking e di stima del movimento sono risolti contemporaneamente. Data la posizione del modello virtuale predetta dal filtro Kalman, la configurazione è aggiornata minimizzando la distanza tra i marker misurati sulle telecamere e le retroproiezioni sulle telecamere dei marker virtuali del modello.

2.2 ERRORI ED ARTEFATTI

I sistemi stereofotogrammetrici sono soggetti a errori intrinseci ed estrinseci al sistema stesso che vanno a influenzare la precisione e l'accuratezza della stima delle variabili cinematiche. Le principali tipologie di errore sono le seguenti:

- Incertezza del sistema di visione: gli errori strumentali sono introdotti da tutti i componenti del sistema, in particolare dalle telecamere. L'incertezza della posizione ricostruita di un marcatore dipende fortemente dalla risoluzione della telecamera: un'alta risoluzione permette di definire correttamente forma, area a posizione del marker. A questa categoria appartengono errori sistematici (a bassa frequenza), causati da inaccurately nel modello di misura o nella calibrazione e che portano a una cattiva stima dei parametri di interesse, e errori casuali (ad alta frequenza), quali rumore elettrico, flickering ed errori di campionamento.
- Incertezza dovuta alla mancanza di corrispondenza tra punto effettivo e atteso nella posa del marker: si possono presentare degli errori di localizzazione dei marker dovuti al fatto che questi vengono posizionati sulla superficie corporea e non direttamente su un punto di repere anatomico. Questo tipo di errore può essere minimizzato prestando maggiore cura alla procedura di calibrazione anatomica (illustrata nel paragrafo 2.5.3) ma non può essere eliminato. Si può presentare anche un errore dovuto agli artefatti da tessuto molle: i protocolli di acquisizione (paragrafo 2.5) in analisi del movimento sono, in generale, basati sull'ipotesi che il cluster di marcatori

associato ad un segmento corporeo sia solidale con l'osso sottostante. In realtà, durante l'esecuzione dell'atto motorio, si verifica un movimento relativo tra i marcatori ed il segmento osseo corrispondente dovuto al movimento della pelle e ai tessuti molli sottostanti. Questa sorgente di errore è la più difficile da trattare e compensare perchè ha lo stesso contenuto in frequenza della cinematica articolare e questo impedisce l'uso di tecniche di filtraggio.

- Incertezza dovuta al calcolo della posizione di terne di marcatori rispetto ai segmenti corporei: questo tipo di errore è influenzato direttamente dagli errori precedentemente descritti i quali si propagano al risultato finale dell'analisi.

2.3 DEFINIZIONE DEI SISTEMI RIFERIMENTO

La stereofotogrammetria optoelettronica permette di ricostruire le coordinate dei marcatori nello spazio; a partire da almeno tre di questi è possibile determinare la posa di un sistema di riferimento che, se associato ad un segmento osseo, permette a sua volta la ricostruzione tridimensionale della cinematica di quel segmento.

Per comprendere meglio i meccanismi alla base dell'analisi cinematica segmentale è utile definire alcuni sistemi di riferimento (Figura 2.5). I sistemi di riferimento globale e locale si riferiscono rispettivamente al sistema di riferimento del laboratorio e a un sistema generico rigidamente associato ad un segmento osseo (detto anche sistema di riferimento tecnico) [2]. Quest'ultimo sistema è arbitrario e si costruisce, attraverso un processo di stima, a partire dalle posizioni istantanee di almeno tre marker non allineati posti sulla superficie del segmento osseo sotto analisi. Uno dei metodi utilizzati per definire la posa del sistema locale è quello proposto da E. Y. Chao e B. F. Morrey [6], secondo il quale, dati tre punti nello spazio 3D (m_1, m_2, m_3), si definiscono i versori del sistema tecnico (Figura 2.4) nel seguente modo:

$$k = \frac{m_1 - m_2}{\|m_1 - m_2\|} \quad \text{Eq. 2.7}$$

$$i = \frac{(m_3 - m_2) \times k}{\|(m_3 - m_2) \times k\|} \quad \text{Eq. 2.8}$$

$$j = k \times i. \quad \text{Eq. 2.9}$$

La posa del sistema tecnico è data da $R = [i \ j \ k]$, $T = m_2$.

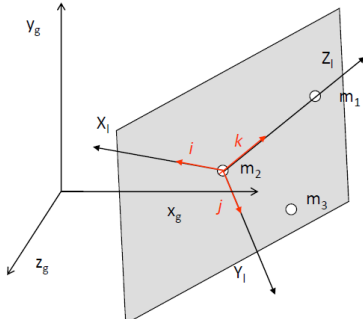


Figura 2.4 – Rappresentazione della posa del sistema tecnico dati 3 punti nello spazio (x_g, y_g, z_g) . [6]

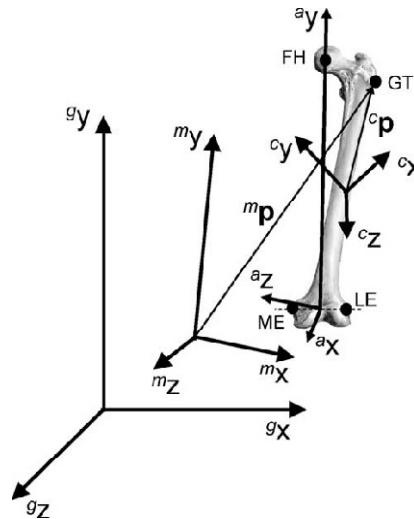


Figura 2.5 – Rappresentazione di sistemi di riferimento globale $({}^g x, {}^g y, {}^g z)$ e anatomico $({}^a x, {}^a y, {}^a z)$ della coscia e dei punti anatomici GT, FH, ME, LE. Sono mostrati due esempi di sistema tecnico, morfologico $({}^m x, {}^m y, {}^m z)$ e del cluster $({}^c x, {}^c y, {}^c z)$. [3]

Dati un sistema di riferimento globale e uno locale, le coordinate 3D di un punto definite nel primo sistema di riferimento $({}^g p)$ possono essere espresse anche nel secondo sistema di riferimento $({}^l p)$ tramite una trasformazione di coordinate:

$${}^g p = {}^g R_l {}^l p + {}^g o_l, \quad \text{Eq. 2.10}$$

dove la matrice ${}^g R_l$ definisce l'orientazione del sistema di riferimento locale relativa al sistema di riferimento globale, e ${}^g o_l$ definisce la posizione del sistema del sistema locale rispetto al globale. In particolare:

$${}^g o_l = [{}^g o_{lx} \ {}^g o_{ly} \ {}^g o_{lz}] \quad \text{Eq. 2.11}$$

$${}^gR_l = \begin{bmatrix} \cos \theta_{x_g x_l} & \cos \theta_{x_g y_l} & \cos \theta_{x_g z_l} \\ \cos \theta_{y_g x_l} & \cos \theta_{y_g y_l} & \cos \theta_{y_g z_l} \\ \cos \theta_{z_g x_l} & \cos \theta_{z_g y_l} & \cos \theta_{z_g z_l} \end{bmatrix} = ({}^lR_g)^T, \quad \text{Eq. 2.12}$$

dove gli elementi della matrici gR_l sono i coseni direttori.

2.4 POSA DEI SISTEMI DI RIFERIMENTO

Per ricostruire l'orientamento relativo dei sistemi di riferimento anatomici solidali coi segmenti ossei adiacenti è necessario calcolare l'andamento temporale, durante l'esecuzione dell'atto motorio di interesse, di sei grandezze scalari (tre relative all'orientamento e tre alla posizione) a partire dalle traiettorie dei marcatori. I passaggi, in generale, da eseguire al fine di ottenere queste informazioni sono i seguenti:

1. Note le posizioni dei marcatori nel sistema globale del laboratorio ${}^gP_i(t) = [{}^g p_i(t) \quad {}^g p_i(t) \quad {}^g p_i(t)]^T$, ricostruire un sistema di riferimento tecnico (ST) per ogni segmento corporeo:

$$[{}^gR_{tec}(t), {}^gT_{tec}(t)] = f({}^gP_{1,2,\dots,m}(t)). \quad \text{Eq. 2.13}$$

2. Determinare le coordinate dei punti di reperi anatomico (RA) rispetto al ST del segmento corrispondente:

$${}^{tec}a_j(t) = {}^{tec}[x_j(t), y_j(t), z_j(t)], \quad j = 1, 2, \dots, N. \quad \text{Eq. 2.14}$$

3. Ricostruire le coordinate dei reperi anatomici rispetto al sistema di riferimento globale:

$${}^g a_j(t) = {}^g R_{tec}(t) {}^{tec} a_j + {}^g T_{tec}(t), \quad j = 1, 2, \dots, N. \quad \text{Eq. 2.15}$$

4. Ricostruire la posizione e l'orientamento di ciascun sistema di riferimento anatomico rispetto al sistema globale:

$$[{}^gR_{ana}(t), {}^gT_{ana}(t)] = f({}^g a_{1,2,\dots,m}(t)). \quad \text{Eq. 2.16}$$

Successivamente è anche possibile ricavare gli angoli articolari calcolando per ogni articolazione la posizione e l'orientamento relativo dei sistemi anatomici dei due segmenti adiacenti (distale-proximale) rispetto a una convenzione opportuna:

$$[{}^dR(t), {}^dT(t)] = f({}^eR_{ana}(t)_{prox}, {}^eT_{ana}(t)_{prox}, {}^eR_{ana}(t)_{dist}, {}^eT_{ana}(t)_{dist}). \quad \text{Eq. 2.17}$$

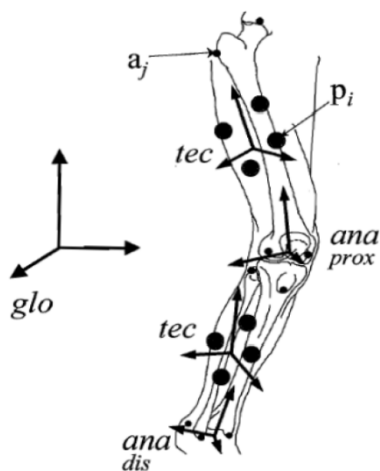


Figura 2.6 – Sistemi di riferimento anatomici e tecnici dei due segmenti adiacenti all’articolazione del ginocchio. I segmenti prossimale e distale sono rispettivamente la coscia e la gamba. [1]

2.4.1 DEFINIZIONE DI SISTEMI ANATOMICI

Si parla di sistema di riferimento anatomico (Figura 2.5) quando, sotto l’ipotesi di rigidità dell’osso, il sistema di riferimento è rigidamente associato all’anatomia del segmento osseo in questione. Sia la posizione sia l’orientazione di questo sistema deve essere definita, quando possibile, attraverso punti anatomici identificabili per palpazione, determinabili in maniera ripetibile e appartenenti tutti al segmento osseo in questione, inoltre i suoi assi di rotazione devono essere quanto più possibile rappresentativi degli assi funzionali.

Per determinare gli angoli articolari di segmenti adiacenti è necessario definire i sistemi anatomici di tali segmenti. In [7] e [8] vengono proposte le direttive da adottare per definire i sistemi di coordinate di bacino, caviglia, spina dorsale, spalla, gomito e polso.

Di seguito viene riportata la procedura per la definizione del sistema di coordinate del ginocchio. I segmenti anatomici distale (tibia) e prossimale (femore) di tale articolazione vengono definiti come segue [9]:

- l’origine del sistema prossimale è posta a metà del segmento che ha come estremi gli epicondili laterale e mediale;

- l'asse y_t unisce l'origine con la testa del femore destro e la sua direzione positiva è prossimale;
- l'asse z_t giace sul piano quasi-frontale definito dall'asse y_t e dagli epicondili con direzione positiva da sinistra a destra;
- l'asse x_t è ortogonale al piano $y_t z_t$ con direzione positiva in avanti;
- l'origine del sistema distale è posta a metà del segmento che ha come estremi i malleoli mediale e laterale; i malleoli e la testa della fibula definiscono un piano quasi-frontale; un piano quasi-sagittale, ortogonale al piano quasi-frontale, viene definito attraverso l'origine e la tuberosità tibiale;
- l'asse y_s è definito dall'intersezione tra i piani quasi-frontale e quasi-sagittale con direzione positiva prossimale;
- l'asse z_s giace nel piano quasi-frontale con direzione positiva da sinistra a destra;
- l'asse x_s è ortogonale al piano $y_s z_s$ con direzione positiva in avanti.

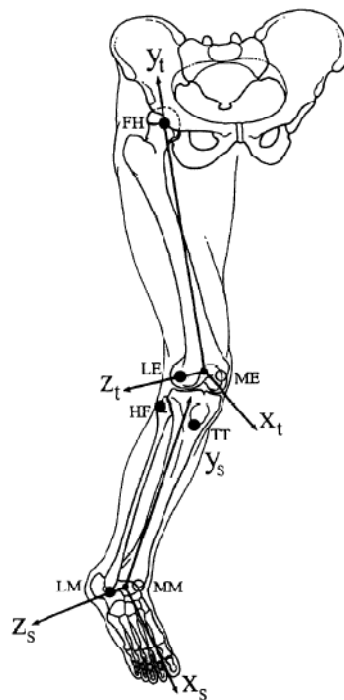


Figura 2.7 – Rappresentazione dei sistemi anatomici di coscia e gamba inferiore destra. [9]

2.5 PROTOCOLLI PER L'ANALISI DEL MOVIMENTO

Un protocollo per l'analisi del movimento definisce la procedura da seguire per acquisire e elaborare il movimento di un soggetto, in maniera standard e ripetibile. Esso in generale comprende un modello di posizionamento dei marcatori e un algoritmo per il calcolo delle variabili cinematiche di interesse a partire dalla relazione che intercorre tra la posizione dei marcatori, ricavata tramite il sistema optoelettronico, e i segmenti ossei sottostanti.

Dato che la posizione dei marker sulla superficie corporea influenza la precisione e l'accuratezza con le quali è descritto il movimento del corpo umano, è necessario che sia garantita la massima visibilità dei marker da parte delle telecamere, non ci sia un sovrappollamento di marker che ostacolino l'identificazione della traiettoria di un singolo marker, siano usati almeno 3 marker per identificare un segmento corporeo.

I diversi protocolli riportati di seguito sono stati elaborati in base al tipo di movimento da analizzare e alla patologia dei pazienti da studiare e sono stati validati e riconosciuti dalla comunità scientifica internazionale.

2.5.1 PROTOCOLLO SAFLo

Il protocollo SAFLo [10] è stato sviluppato presso il laboratorio S. A. F. Lo. (Servizio di Analisi della Funzionalità Locomotoria) del Centro di Bioingegneria di Milano, nel 1992. Esso prevede una certa configurazione delle telecamere e una particolare disposizione dei marker riflettenti sulla superficie corporea per il calcolo dei centri di rotazione di bacino, ginocchio e caviglia e dell'orientazione dell'asse di flessione-estensione del ginocchio.

Sono previste quattro telecamere, due a due poste in posizione posterolaterale su ciascun lato del soggetto (Figura 2.8).

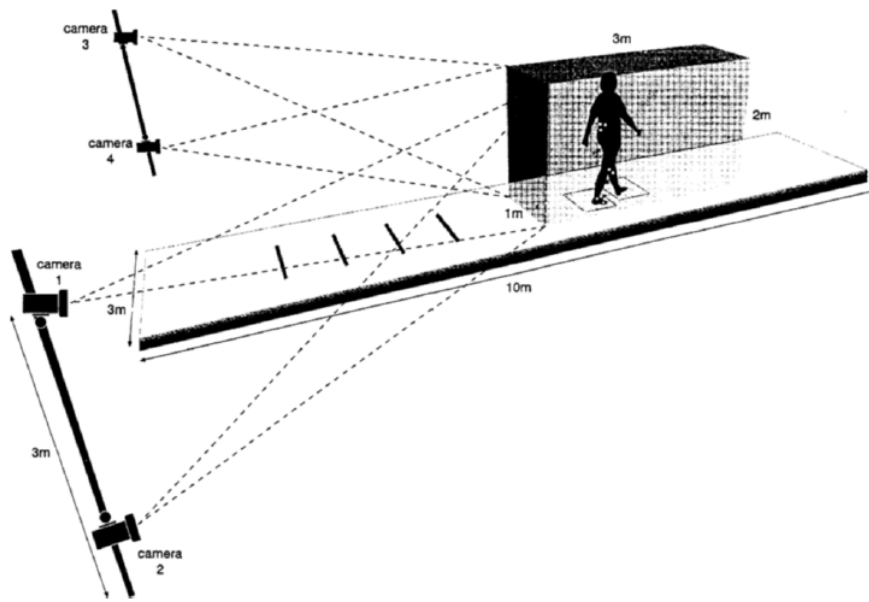


Figura 2.8 – Rappresentazione della disposizione delle telecamere per l'utilizzo del protocollo SAFLo. [10]

I marcatori devono essere applicati come in Figura 2.9 sulla prominenza inferiore del sacro, spine iliache posteriori, condili femorali laterali, malleoli laterali e sulle quinte teste metatarsali. Ulteriori tre marker (detti "estesi") devono essere attaccati alle estremità di bacchette rigidamente fissati su ciascuno degli arti inferiori: condili femorali laterali, asse tibiale anteriore e parte anteriore dei piedi. Sono inoltre previste delle misure antropometriche per ciascun soggetto, come peso, altezza e lunghezze e altre caratteristiche di diversi arti necessarie per il calcolo dei centri articolari.

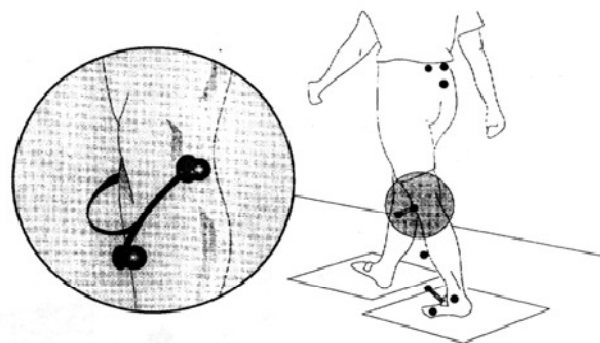


Figura 2.9 – Disposizione dei marker sul soggetto; dettaglio di marker estesi applicati sui condili femorali. [10]

I pregi di questo protocollo sono che si utilizzano pochi marker (15) ed è applicabile anche su bambini; ha però diversi limiti, tra i quali il fatto che necessiti di numerose

misure manuali, che le telecamere siano situate posteriormente, i marker estesi sono a rischio di oscillazioni e la cinematica dipende dalla posizione dei marker estesi.

2.5.2 PROTOCOLLO DAVIS

Il protocollo Davis [11] risale al 1991 ed è stato sviluppato presso il Newington Children's Hospital, USA. Questo protocollo prevede le seguenti fasi:

- i. Eseguire misure antropometriche: altezza e peso corporeo del soggetto in esame e parametri relativi ai segmenti ossei necessari per stimare, in un secondo tempo, i centri articolari (per esempio la distanza tra le spine iliache anteriori destra e sinistra, la distanza nel piano sagittale delle spine iliache anteriori e il gran trocantere).
- ii. Posizionare i marker come in Figura 2.10a.
- iii. Eseguire un'acquisizione statica: il soggetto rimane in posizione eretta all'interno del volume di misura per un paio di secondi durante i quali vengono acquisite le posizioni dei marker posizionati sulla superficie corporea. Queste misure, integrate con quelle antropometriche, permettono di calcolare i sistemi di riferimento associati ai segmenti ossei (Figura 2.10b) e la posizione dei centri articolari degli arti inferiori.
- iv. Eseguire almeno tre acquisizioni degli atti motori di interesse (acquisizione dinamica).

Questo protocollo presenta gli stessi vantaggi del protocollo Saflo e alcuni svantaggi come il fatto che la cinematica dipenda dalla posizione dei marker estesi. Un'ulteriore limitazione consiste nel fatto che servono almeno quattro telecamere.

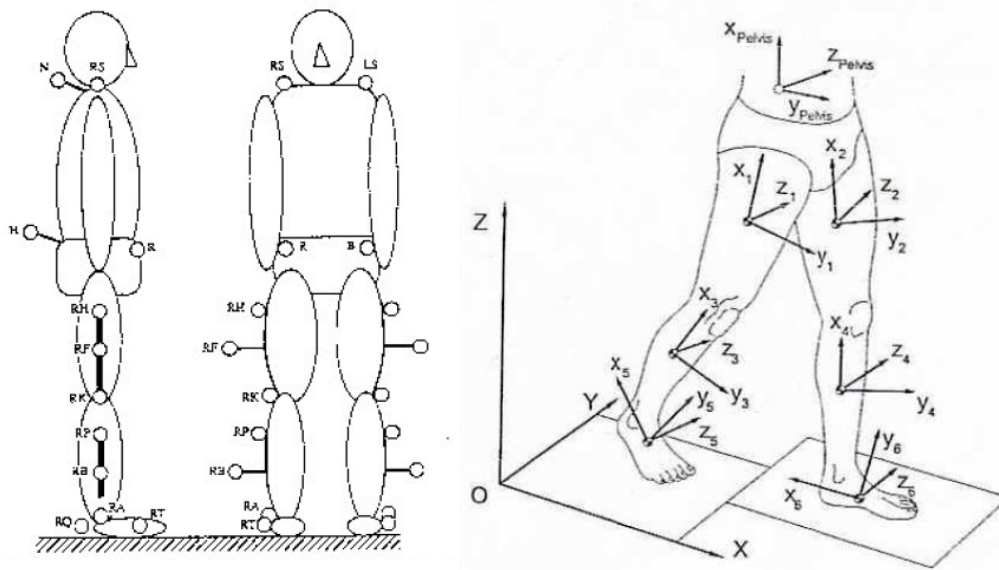


Figura 2.10 – (a) Disposizione del marker set secondo il protocollo Davis (1991). (b) Sistemi di riferimento centrati nel centro di massa di ogni segmento anatomico secondo il protocollo Davis (1991). [11]

2.5.3 PROTOCOLLO CAST

Il protocollo Cast (Calibrated Anatomical System Technique) [2] è stato sviluppato nel 1995 presso l'Istituto di Fisiologia Umana dell'Università La Sapienza, Roma, e il Laboratorio di Analisi del Movimento degli Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna. Esso fornisce delle direttive sulla definizione dei sistemi di riferimento anatomici e tecnici e introduce il concetto di calibrazione dei punti anatomici.

Vengono definiti i punti anatomici degli arti inferiori necessari per identificare i sistemi di riferimento anatomici. Un elenco di questi punti di repere è riportato in Tabella 2.1: i punti indicati con (a) sono usati per definire i sistemi anatomici, quelli indicati con (b) sono usati per migliorare la stima degli altri punti di repere, quelli indicati con (c) sono invece usati per una rappresentazione grafica dei segmenti ossei.

<i>Hip bone</i>		
(a)	ASIS	anterior superior iliac spine
(a)	PSIS	posterior superior iliac spine
(b)	AC	centre of the acetabulum
<i>Femur</i>		
(a)	FH	centre of the femoral head
(c)	GT	prominence of the greater trochanter external surface
(a)	ME	medial epicondyle
(a)	LE	lateral epicondyle
(b) (c)	LP	anterolateral apex of the patellar surface ridge
(b) (c)	MP	anteromedial apex of the patellar surface ridge
(b) (c)	LC	most distal point of the lateral condyle
(b) (c)	MC	most distal point of the medial condyle
<i>Tibia and fibula</i>		
(c)	IE	intercondylar eminence
(a)	TT	prominence of the tibial tuberosity
(a)	HF	apex of head of the fibula
(a)	MM	distal apex of the medial malleolus
(a)	LM	distal apex of the lateral malleolus
(b) (c)	MMP	most medial point of the ridge of the medial tibial plateau
(b) (c)	MLP	most lateral point of the ridge of the lateral tibial plateau
<i>Foot</i>		
(a)	CA	upper ridge of the calcaneus posterior surface
(a)	FM	dorsal aspect of first metatarsal head
(a)	SM	dorsal aspect of second metatarsal head
(a)	VM	dorsal aspect of fifth metatarsal head

Tabella 2.1 – Punti anatomici secondo il protocollo Cast (1995). [2]

La fase di calibrazione dei punti anatomici prevede la determinazione della posa dei punti anatomici che può essere effettuata tramite l'uso di un puntatore con almeno due marker posizionati ad una adeguata distanza (Figura 2.11). L'estremità del puntatore punta sul punto anatomico in maniera da poter calcolare, sfruttando la distanza tra i marker della bacchetta e la sua estremità, la posizione del repere anatomico [2].

Se il punto anatomico giace sulla superficie cutanea si può semplificare questo procedimento: le sue coordinate nel sistema tecnico possono essere determinate ponendo un marker su di esso. I marker usati per l'identificazione dei punti di repere anatomici sono rimossi prima che venga effettuato l'atto motorio.

Si hanno così a disposizione le coordinate tempo invarianti nel sistema locale dei punti di repere di interesse, a partire dalle quali sarà possibile determinare le coordinate nel sistema globale.

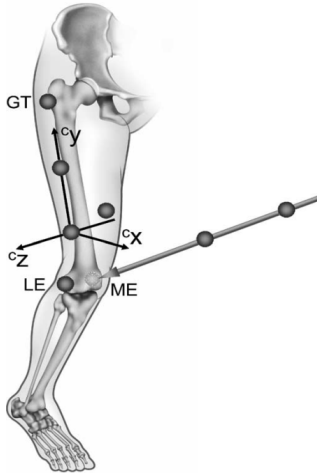


Figura 2.11 - Calibrazione anatomica. I punti anatomici esterni e palpabili evidenziati in figura sono l'epicondilo mediale (ME), laterale (LE) e il gran trocantere (GT). È inoltre rappresentata la posa del sistema tecnico del cluster (c_x, c_y, c_z). [3]

L'accuratezza della cinematica articolare ricostruita seguendo il protocollo Cast è influenzata da errori che si propagano alla ricostruzione delle traiettorie dei centri articolari e agli angoli articolari [12]. In particolare, le traiettorie dei marker risultano affette da un errore $e(t)_{glo}$:

$$\hat{p}_i(t)_{glo} = p_i(t)_{glo} + e(t)_{glo}, \quad i=1,2\dots m. \quad \text{Eq. 2.18}$$

Per ricostruire la posa del sistema tecnico, definito da un cluster di almeno tre marker non allineati, a partire dalla posa dei marker è necessario usare degli stimatori che minimizzano la propagazione dell'errore $e(t)_{glo}$; quelli che permettono una stima ottima sfruttano la stima ai minimi quadrati. In particolare si considerino:

- $p_i(t)_{glo}$ e $p_i(t)_{tec}$, coordinate del marcatore i -esimo rispettivamente nel sistema globale e tecnico;
- \bar{p}_{glo} e \bar{p}_{tec} centroidi del cluster rispettivamente nel sistema globale e tecnico;
- P_{glo} e P_{tec} cluster globale e tecnico con centro nel proprio centroide (per es. $P_{glo} = [p_{1,glo} - \bar{p}_{glo}, \dots, p_{m,glo} - \bar{p}_{glo}]$);
- $K = P_{glo}P_{glo}^T/m$, matrice di dispersione del cluster;
- $G = P_{glo}P_{tec}^T$, matrice di cross-dispersione.

La mappatura di $p_{i,loc}$ nel sistema globale è affetta da un errore di misura e_i :

$$p_{i,glo} = Rp_{i,tec} + T + e_i. \quad \text{Eq. 2.19}$$

Per trovare le matrici R e T si minimizza proprio questo errore:

$$\min_{R,T} \sum_{i=1}^m (R,T)^2 = \sum_{i=1}^m \|e_i\|^2 = \sum_{i=1}^m \|Rp_{i,tec} - T + p_{i,glo}\|. \quad \text{Eq. 2.20}$$

Per la soluzione di tale problema di minimo si può utilizzare il metodo della decomposizione a valori singolari (SVD) [13]. La decomposizione viene applicata alla matrice G di cross-dispersione la quale può essere scritta nella forma $G = UDV^T$, dove U e V sono matrici ortogonali 3×3 e $D = \text{diag}(\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3)$, dove $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$ sono i valori singolari di G . A questo punto è possibile stimare sia R che T :

$$\hat{R} = U \text{diag}(1, 1, \det(UV^T)) V^T, \quad \text{Eq. 2.21}$$

$$\hat{T} = \bar{p}_{glo} - \hat{R} \bar{p}_{tec}. \quad \text{Eq. 2.22}$$

Il protocollo Cast appena descritto presenta diversi vantaggi: è flessibile nella scelta del numero e della posizione sia dei marker che delle telecamere e fornisce un metodo per migliorare l'affidabilità dei risultati. Purtroppo però necessita di un elevato numero di marker e anche di acquisizioni aggiuntive.

2.5.4 PROTOCOLLO IOR-gait

Il protocollo IOR-gait (Leardini et al. 2007) [14] è stato sviluppato nel 2007 presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna. Questo protocollo nasce come compromesso tra la riduzione del tempo di preparazione del paziente, grazie all'utilizzo di pochi marker (Davis), e l'accuratezza e affidabilità dei risultati, grazie alla calibrazione dei punti anatomici (Cast).

Il marker-set e i punti di repere anatomico da considerare sono mostrati in Figura 2.12. I sistemi di riferimento anatomici sono definiti secondo le direttive del protocollo Cast [2] e vengono calibrati solo sei punti anatomici: l'epicondilo femorale mediale destro e sinistro, l'apice esterno del malleolo mediale destro e sinistro, la seconda testa metatarsale destra e sinistra.

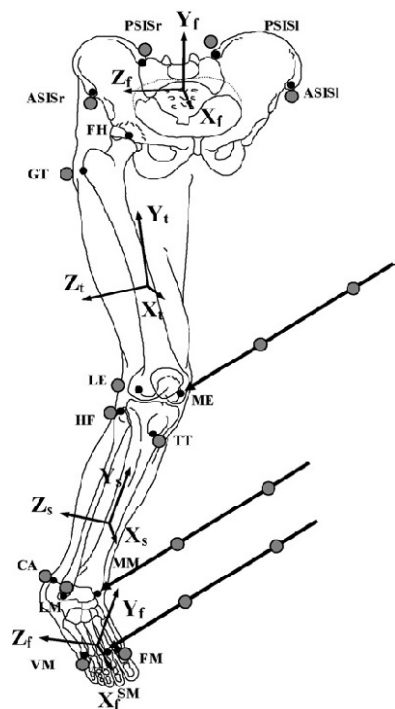


Figura 2.12 – Rappresentazione schematica della posizione dei punti di repere anatomici utilizzati col protocollo IOR-gait e della disposizione dei marker per la gamba destra. La disposizione è analoga per la gamba sinistra. [14]

Capitolo 3

MARKERLESS MOTION CAPTURE

3.1 INTRODUZIONE

Negli ambiti clinico sportivi, l'applicazione di tecniche di motion capture, ossia del processo di acquisizione del movimento e i meccanismi che vi sono dietro, richiede grande accuratezza e robustezza del metodo usato.

È evidente come la tecnica marker-based precedentemente illustrata, dove è necessario predisporre il laboratorio, calibrarne il sistema e posizionare i marker sul soggetto, comporti un impiego di tempo non trascurabile, sia costoso, e possa introdurre artefatti sperimentali; infine, l'ingombro dell'attrezzatura stessa può renderne difficoltoso l'utilizzo in particolari condizioni, per esempio in ambito sportivo, o in altri casi ridurre la naturalità del movimento da parte del soggetto sotto esame. Durante l'atto motorio, inoltre, i marker sono soggetti a movimenti globali, prodotti dal movimento scheletrico, e a movimenti locali, causati dal movimento della pelle e dei tessuti sottostanti relativamente alle strutture ossee di riferimento; ciò può avere effetti negativi sull'accuratezza e sulla precisione della misurazione.

Per questi motivi tecniche emergenti e la ricerca nell'ambito della *computer vision* stanno portando al rapido sviluppo dell'approccio markerless. Tuttavia bisogna considerare che, ai fini dell'analisi del cammino, la determinazione dei movimenti dei vari segmenti anatomici deve essere accurata. Un sistema di markerless motion capture, per essere quindi utile e adatto in ambito clinico e sportivo, deve raggiungere l'accuratezza propria dei sistemi stereofotogrammetrici.

3.2 STATO DELL'ARTE

I sistemi markerless per l'analisi del movimento si possono dividere in due categorie: sistemi attivi, che emettono l'informazione luminosa nello spettro del visibile o dell'infrarosso sottoforma di luce laser o impulsi di luce modulati, e sistemi passivi, che si basano puramente sull'acquisizione delle immagini. In generale i sistemi attivi forniscono misure tridimensionali molto accurate ma richiedono un ambiente di laboratorio controllato e spesso permettono solo misure statiche; per esempio uno scanner laser impiega tipicamente diversi secondi ad acquisire la superficie dell'intero corpo umano. Questo è il motivo per cui lo sviluppo dei sistemi visivi per le tecniche di analisi del movimento di tipo markerless è concentrato sullo sviluppo dei sistemi passivi. Questi ultimi, infatti, sono più vantaggiosi dato che si basano solo sulla cattura delle immagini e quindi permettono di acquisire soggetti nel loro ambiente naturale [15].

Lo sviluppo dei sistemi di markerless motion capture ha origine dal campo della computer vision e dell'intelligenza artificiale e negli ultimi tre decenni ha subito una notevole crescita. Sono stati difatti sviluppati numerosi sistemi per il tracking del movimento umano che variano nella configurazione delle telecamere usate, più precisamente nel loro numero, nella rappresentazione dei dati catturati e negli algoritmi e modelli usati.

Gli algoritmi sviluppati per la stima del movimento umano e concepiti quindi per un sistema di acquisizione a telecamere multiple sono spesso classificati sulla base degli approcci che utilizzano, dividendosi in model-based e model-free. La maggior parte degli approcci fa parte del primo tipo: un modello a priori contenente informazioni anatomiche e cinetiche rilevanti viene usato come riferimento o per vincolare i dati misurati o per eseguire il match direttamente con i dati acquisiti. In letteratura si trovano diversi tipi di modelli, tra i quali cilindri, stick-figure, modelli CAD, modelli basati sul filtro di Kalman esteso e altri ancora [16]. Gli approcci model-free, invece, non sfruttano alcuna informazione a priori nel catturare le caratteristiche necessarie per descrivere il movimento di un soggetto e confrontano le immagini acquisite con un database di immagini campione. Per rappresentare la mappatura da una silhouette 2D al movimento umano nello spazio 3D si possono

usare, per esempio, il modello nascosto di Markov o modelli di regressione non lineare [17].

Esistono anche approcci diversi per la stima della posa del soggetto, ossia il processo di identificazione di come l'intero corpo o un singolo arto sono disposti nella scena [16]. Questa stima può essere considerata parte attiva del processo di tracking oppure può essere effettuata dopo questo processo. In entrambi i casi il modello usato è un modello umano (sia esso un modello geometrico o un modello di movimento [18]). Un modello umano, per esempio, può essere rappresentato da un certo numero di giunti connessi tra loro tramite dei segmenti. Per mettere in relazione i dati relativi alla posa ai dati dell'immagine 2D esistono diversi approcci: il più comune è noto come "analysis-by-synthesis" ed è basato su un processo di matching o sui piani della videocamera (retroproiettando il modello su di essi e cercando le corrispondenze con bordi, silhouettes, blob) o direttamente nello spazio 3D, per esempio generando una rappresentazione 3D come una visual hull.

Il problema del matching tra dati sperimentali e modello è generalmente formulato come minimizzazione di una funzione costo, risolto attraverso metodi numerici iterativi come il metodo del gradiente o il filtro Kalman. Negli ultimi anni sono stati proposti degli approcci stocastici più sofisticati, ad esempio le tecniche "*simulated annealing*" [19] o "*particle filter*" [20].

Una trattazione esaustiva dei possibili approcci per lo studio del movimento umano tramite un sistema di markerless motion capture è contenuta in [16].

3.3 ACQUISIZIONE DEI DATI

Per i sistemi di motion capture l'acquisizione dei dati consiste nella registrazione della scena per mezzo di telecamere calibrate e sincronizzate. Questa fase richiede di prestare attenzione alla quantità di informazioni da acquisire che devono essere inviate ad un'unità di elaborazione, di limitare le sorgenti di errore e di sincronizzare le telecamere attraverso l'uso di un segnale di trigger.

Prima di effettuare un'acquisizione vera e propria dei dati è necessario calibrare le telecamere in maniera da avere a disposizione le caratteristiche di ciascuna

telecamera (la sua posizione e orientazione nello spazio e le sue proprietà intrinseche), che permettono di ricostruire la scena a partire dalle sue proiezioni sul piano della telecamera stessa.

Il numero di telecamere e la loro configurazione dipende dall'ambiente in cui si effettua l'acquisizione e dalla particolare tipologia di movimento che si vuole studiare.

3.4 SEGMENTAZIONE DELLE IMMAGINI ACQUISITE

Questa fase consiste nel riconoscimento del soggetto di interesse nella sequenza video e nella sua separazione dallo sfondo. Se l'acquisizione avviene in un ambiente di laboratorio controllato, il modo più semplice per effettuare questa operazione è di acquisire, in fase di preparazione, un'immagine del volume di acquisizione senza la presenza del soggetto al suo interno e di sottrarla ad ogni frame delle sequenze video acquisite (v. Figura 3.2). Alcuni laboratori utilizzano delle pareti di colore omogeneo, blu o verde, in maniera da facilitare questa operazione. Di seguito viene esposto, però, un procedimento più generale in quanto non è sempre possibile dotare di pareti di colore omogeneo un laboratorio per analisi cliniche.

Il primo passo per la segmentazione consiste nel sottrarre da ciascun canale RGB del frame in esame il corrispondente canale dell'immagine di sfondo. Successivamente si effettua un'operazione di soglia: se la somma dei valori dei tre canali per un pixel nell'immagine così generata è inferiore a una certa soglia, allora quel pixel viene considerato appartenente allo sfondo. Per evitare di considerare eventuali riflessi o ombre come parte del soggetto, si può effettuare un ulteriore confronto nello spazio RGB (Figura 3.3.1): si calcolano i vettori $[R \ G \ B]$ per ogni pixel nelle due immagini, se l'angolo tra essi è inferiore ad una certa soglia il pixel viene considerato appartenente allo sfondo.

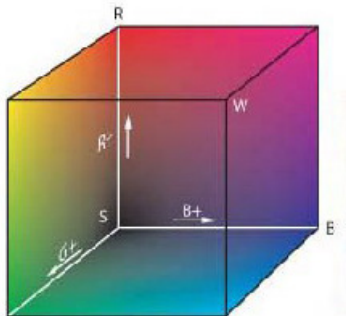


Figura 3.3.1 – Rappresentazione dello spazio RGB.

In situazioni in cui lo sfondo cambia durante la sequenza di acquisizione è necessario usare approcci più sofisticati come l'uso di modelli di sfondo tempo-varianti e/o stocastici, che vanno dall'algoritmo *Running Gaussian Average*, all'utilizzo di *Mixture of Gaussians* o di *Eigenbackgrounds*, in cui si crea e si modifica iterativamente un modello della distribuzione di probabilità dei valori RGB per ciascun pixel. Per esempio l'uso di mixture of gaussians prevede l'associazione ad ogni pixel di una distribuzione multi-modale che viene aggiornata ad ogni frame; la classificazione viene effettuata ordinando le gaussiane in base al proprio rapporto picco/deviazione standard: un pixel appartiene allo sfondo se è generato da una componente "importante". I possibili approcci sono illustrati dettagliatamente in [21].

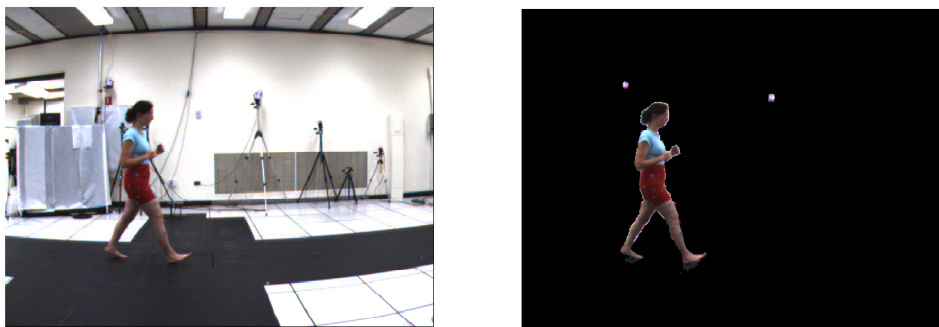


Figura 3.2 – Frame di una sequenza video prima e dopo la sottrazione dello sfondo.

3.5 RICOSTRUZIONE DELLA RAPPRESENTAZIONE 3D

A seguito della segmentazione dell'immagine, quest'ultima può essere binarizzata in modo da mantenere solo l'informazione relativa alla forma del soggetto. Spesso vengono utilizzati operatori morfologici, come l'operatore di *dilation* o *erosion*, per correggere dei pixel spuri appartenenti al soggetto [22]. L'immagine così ottenuta è detta *silhouette* (Figura 3.3).



Figura 3.3 – Esempio di silhouette ottenuta dalle immagini in Figura 3.2.

Più silhouette rappresentanti la scena in un dato istante ma da angolazioni diverse permettono la ricostruzione di una visual hull (Figura 3.5): note la posizione e l'orientazione di ciascuna telecamera, si può retroproiettare un cono generalizzato nello spazio e dall'intersezione di tutti questi coni si ottiene un volume tridimensionale che rappresenta una sovrapprossimazione del volume occupato dal soggetto (Figura 3.4). La qualità della visual hull dipende al numero, dalla posizione e, in misura minore, dalla risoluzione delle telecamere, oltre che dalla posizione del soggetto all'interno del volume di misura.

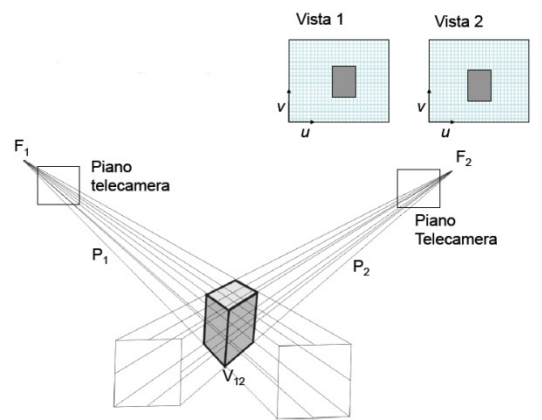


Figura 3.4 – Rappresentazione schematica della costruzione di una visual hull.

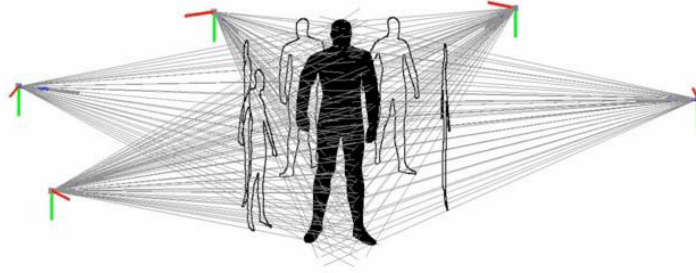


Figura 3.5 – Generazione della visual hull da 5 silhouette [19].

Il modo più semplice per ricostruire la visual hull di un soggetto consiste nel partizionare il volume di lavoro in *voxel* e confrontare ciascuno di questi con le silhouette: quei voxel, le cui proiezioni sul piano della telecamera appartengono alle silhouette, sono considerati a loro volta appartenenti alla visual hull.

Per migliorare la velocità di generazione della visual hull si può utilizzare un metodo basato sulla rappresentazione “octree” dei voxel del volume di lavoro: si partiziona in modo ricorsivo lo spazio suddividendolo in otto ottani, si considerano solo i piccoli voxel vicini a un’area sensibile, per esempio ad un bordo. Dato che l’algoritmo di registrazione consiste nel match di superfici tridimensionali, è necessario applicare alla visual hull un ulteriore filtro per estrarre i contorni 3D.

Un approccio alternativo per la creazione della visual hull consiste nel rappresentare il contorno della silhouette per mezzo di poligoni e trovare le superfici che delimitano l’intersezione dei coni nello spazio risolvendo una serie di problemi 2D [23]. La superficie risultante è chiamata visual hull poliedrica.

Uno dei principali problemi di cui soffre l’approccio di ricostruzione 3D del soggetto tramite la creazione della visual hull è la presenza di volumi “fantasma” (Figura 3.6), ossia degli artefatti che compaiono quando un’area del volume di lavoro è occlusa alla vista di tutte le telecamere a causa, per esempio, di una posizione sfavorevole di un arto del soggetto in un certo momento dell’acquisizione. È evidente come la disposizione e il numero delle telecamere possa ridurre la presenza di questo artefatto [24].



Figura 3.6 - Esempio della presenza di volumi fantasmi nella visual hull.

3.6 DEFINIZIONE DEL MODELLO

I punti generati con la ricostruzione della visual hull non contengono alcuna informazione che dica a quale segmento corporeo essi appartengono, inoltre non c'è alcuna corrispondenza tra i punti generati in un frame e quelli generati al frame precedente o successivo: questo rende impossibile il tracking dei punti della visual hull. A tal proposito è necessario un modello da mettere in corrispondenza con i dati sperimentali, così da poter classificare i vari segmenti corporei e riconoscerli, ridurre gli errori nella ricostruzione della visual hull, misurare i parametri articolari di interesse e riprodurre in un ambiente virtuale un modello "digitale" del movimento del soggetto.

Si utilizza quindi un modello di tipo anatomico-cinematico, che rappresenta la conoscenza a priori disponibile della forma tridimensionale e della cinematica del soggetto.

L'informazione sulla forma può essere espressa come una mesh triangolare (Figura 3.7), la quale è descritta da una lista ordinata di punti 3D, chiamati vertici della mesh, e da una lista di triangoli che descrivono come sono connessi i vertici tra loro. In particolare, ciascun vertice è esclusivamente identificato dalla sua posizione nella lista ed è definito da tre coordinate in un sistema di riferimento; ogni triangolo, invece, è descritto dagli identificatori dei suoi tre vertici in ordine antiorario.

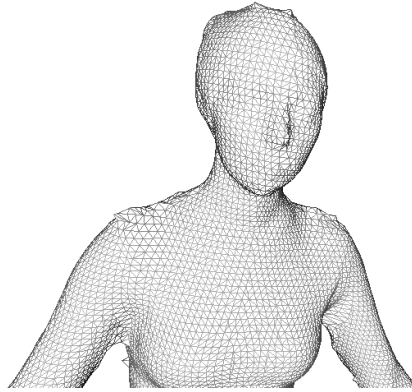


Figura 3.7 – Dettaglio del tronco superiore rappresentato con mesh triangolare.

L'informazione cinematica è rappresentata da un modello articolato del corpo umano che viene definito, in base al tipo di studio che si vuole effettuare, da un numero variabile di segmenti, rappresentante ognuno una delle strutture ossee principali (per esempio braccio, avambraccio, torso, pelvi, coscia, gamba, piede). I segmenti sono tra loro collegati tramite giunti a sei gradi di libertà (tre di rotazione e tre di traslazione). Ogni segmento ha un segmento "padre" (ad eccezione del segmento radice) e può avere uno o più segmenti "figli"; ad ognuno di essi è associato un sistema di coordinate tecnico, la cui origine è coincidente con il giunto di collegamento al segmento padre (detto "giunto padre") e, se possibile, il cui asse longitudinale collega giunto padre e giunto figlio. Il segmento radice è inizializzato con lo stesso orientamento del sistema globale del laboratorio, mentre i segmenti terminali, ossia quelli senza segmenti figli, mantengono l'orientamento dell'asse longitudinale dei propri segmenti genitori.

La posa del modello è determinata nella sua totalità dalla posizione e dall'orientamento del sistema di coordinate di ciascun segmento relativo a quello del rispettivo genitore: in questo modo il corpo è rappresentato come una catena cinematica.

3.6.1 GENERAZIONE DEL MODELLO

Il modello anatomico si può ottenere usando uno scanner laser 3D, che permette un'accurata acquisizione della superficie esterna del soggetto (Figura 3.8). Nel caso in cui questa soluzione non sia disponibile, si può usare direttamente la visual hull di

uno specifico frame. Anche se quest'ultimo metodo fornisce un modello generalmente meno accurato, in presenza di un numero sufficiente di telecamere si è in grado di ottenere lo stesso dei risultati accettabili.



Figura 3.8 – Esempio di scanner laser 3D in dotazione presso Stanford Biomotion Laboratory (Stanford University, CA).

Di recente è stato sviluppato un algoritmo per la generazione automatica di un modello soggetto-specifico [25] dove le informazioni cinematiche sono incluse direttamente nella mesh specifica del soggetto in esame, ottenendo così la posizione dei centri di rotazione e la suddivisione della mesh stessa nei vari segmenti corporei. L'algoritmo può essere utilizzato con qualsiasi forma umana, poiché è stato costruito sulla base di un database contenente una serie di scansioni laser di vari soggetti umani, al quale è stato applicato il metodo PCA (Principal Component Analysis) per ridurre la dimensionalità. In questo modo le forme del corpo umano possono essere espresse come una combinazione lineare di componenti principali. Di solito sono sufficienti le prime dieci componenti principali per ottenere un livello di dettaglio adeguato a svolgere un'analisi del movimento.

Una mesh di riferimento viene segmentata, assegnando a ciascun vertice una parte del corpo, in maniera tale che la registrazione di questa con un'altra mesh fornisca la segmentazione di quest'ultima. Il processo di registrazione si articola nei seguenti 4 passi (Figura 3.9):

1. si trova la trasformazione da applicare ad ogni segmento della mesh di riferimento per eseguire il match con la posa della mesh del soggetto in esame, usando uno specifico algoritmo di registrazione;
2. si segmenta la mesh del soggetto utilizzando un criterio di prossimità: se per un punto P di una certa mesh il punto più vicino C_p del modello appartiene al segmento i , allora il punto P viene etichettato come appartenente a questo segmento, e così via per tutti i punti successivi;

3. per ogni segmento corporeo della mesh si applica la trasformazione inversa di quella adottata al punto 1. In questo modo la mesh in esame viene registrata nella posa di riferimento;
4. la mesh di riferimento viene trasformata nella nuova mesh del soggetto: questo è possibile trovando i parametri dello spazio delle forme umane in grado di descrivere la mesh nella maniera più simile a quella della mesh del soggetto, similarità quantificata come la somma delle distanze quadratiche tra i vertici della mesh con i vertici corrispondenti più vicini appartenenti alla mesh di riferimento.

In generale ci vogliono dalle quattro alle sei iterazioni affinché il processo converga, ossia che non ci sia più differenza tra la mesh di riferimento e quella analizzata.

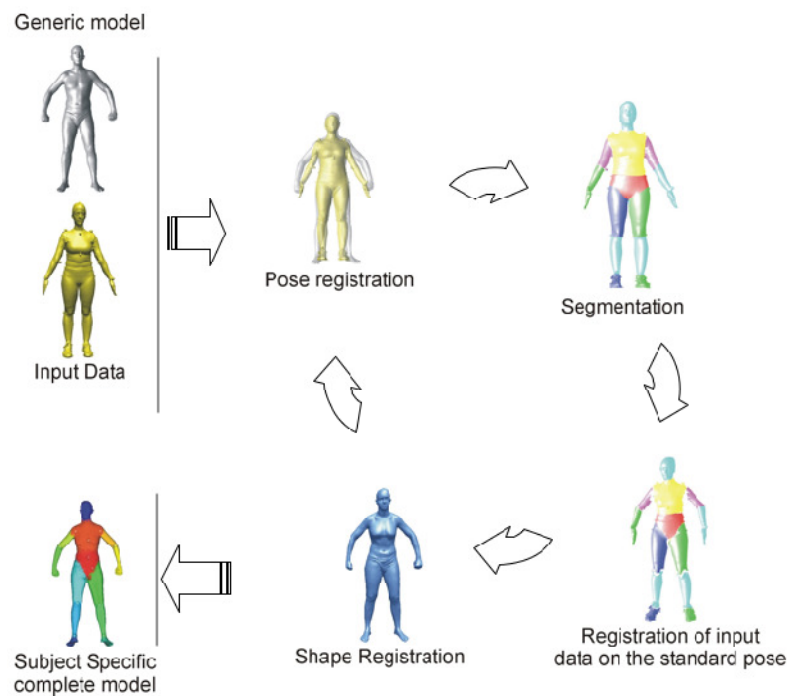


Figura 3.9 – Diagramma che descrive le fasi della generazione automatica del modello. [25]

Per quanto riguarda la componente cinematica del modello, la posizione di ciascun centro articolare è data da una combinazione lineare delle posizioni di sette vertici sulla mesh di riferimento trasformata. Il numero di vertici necessari, i loro identificatori e i coefficienti di regressione sono stati determinati a partire da un training set di nove mesh, nella quali i centri articolari sono stati identificati per palpazione virtuale. Per rendere la generazione del modello del tutto automatica, la

posizione dei giunti articolari viene associata ad alcune caratteristiche affidabili all'interno della mesh. In questo modo, ogni volta che viene effettuata la registrazione della forma della posa di un soggetto sulla mesh l'informazione sulla posizione dei centri articolari viene fornita in automatico.

3.7 MODEL MATCHING

Per identificare il movimento del soggetto in una sequenza temporale è necessario utilizzare un algoritmo che sia in grado di calcolarne la posa istantanea per ogni frame, sfruttando tutte le informazioni disponibili a riguardo. Questo è possibile ricavando quella particolare configurazione del modello che riesca a spiegare nella miglior maniera possibile i dati, rappresentati dalla superficie della visual hull, e che venga corretta anatomicamente rispettando i vincoli imposti dalla catena cinematica che la costituisce. La configurazione di cui sopra è ottenuta confrontando i punti della visual hull con i punti del modello ad esempio utilizzando l'algoritmo ICP (Iterative Closest Point).

È possibile fare anche un confronto inverso, ossia dal modello ai dati della visual hull, ma questo risulta meno robusto a causa di errori nei dati, per esempio la mancanza di parti nella visual hull, che porterebbero il modello ad assumere una configurazione sbagliata.

3.7.1 ARTICULATED ICP

L'algoritmo *Articulated ICP* [28] è una generalizzazione dell'algoritmo standard ICP [26] applicato a modelli articolati e il cui obiettivo è quello di eseguire il match di un modello articolato con una sequenza di visual hull. Il modello articolato M è rappresentato da una sequenza discreta di punti p_1, \dots, p_p sulla superficie, un insieme di segmenti rigidi s_1, \dots, s_s e un insieme di giunti q_1, \dots, q_Q che connettono i segmenti. Ciascuna visual hull è rappresentata da un insieme di punti $V = \{v_1, \dots, v_N\}$ che descrivono la forma del corpo in quel determinato istante.

Per ogni frame della sequenza da analizzare viene eseguita una trasformazione T che porta le superfici di M ad allinearsi con quelle di V , rispettando i vincoli imposti dai giunti. In particolare, la trasformazione T consiste di un insieme di trasformazioni rigide T_j , ognuna per ogni segmento rigido s_j .

Così come per l'algoritmo ICP, vengono eseguite due iterazioni:

1. ciascun punto del modello p_i viene associato al punto $v_{s(i)}$ a lui più vicino tra i punti della visual hull, dove $s(i)$ definisce la mappatura tra l'indice della superficie su cui giace il punto p_i e l'indice del segmento rigido corrispondente;
2. dato un insieme di coppie di punti $(p_i, v_{s(i)})$, viene eseguito un insieme di trasformazioni T che mette i punti in corrispondenza. Si definisce una funzione obiettivo delle variabili di trasformazione data da $F(T) = H(T) + G(T)$: si tratta di un tipico problema di minimi quadrati non lineari; per risolverlo si può utilizzare un algoritmo numerico come quello di Levenberg-Marquardt [26], una procedura iterativa che svolge un'interpolazione tra l'algoritmo di Gauss-Newton e il metodo del gradiente, utilizzando un fattore di viscosità che cambia ad ogni iterazione seguendo la linearità del problema.

Per evitare di raggiungere configurazioni anatomicamente non consistenti, nella funzione costo, oltre alla somma delle distanze, compaiono ulteriori termini che penalizzano le configurazioni improbabili, spingendo l'algoritmo a esplorare lo spazio delle soluzioni più probabili.

Il termine $H(T)$ assicura che punti corrispondenti trovati al passo 1 siano allineati (Figura 3.10a):

$$H(r, t) = w_H \sum_{i=1}^P \|R(r_{s(i)})p_i + t_{s(i)} - v_i\|^2. \quad \text{Eq. 3.1}$$

La trasformazione T_j di ciascun segmento rigido s_j è parametrizzata da un vettore traslazione t_j e da una matrice di rotazione $R(r_{s(i)})$.

Il termine $G(T)$ garantisce che siano approssimativamente mantenuti i centri articolari (

Figura 3.10b), ossia che ogni giunto possa essere visto come appartenente a due segmenti rigidi contigui:

$$G(r, t) = w_G \sum_{(i,j) \in Q(M)} \|R(r_i)q_{i,j} + t_i - R(r_j)g_{i,j} - t_j\|^2, \quad \text{Eq. 3.2}$$

dove le trasformazioni T_i e T_j forzano la predizione del giunto in maniera che sia consistente. Un basso valore di w_G permette ampi movimenti dei giunti, il che potenzialmente migliora il match del segmento corporeo con la visual hull.

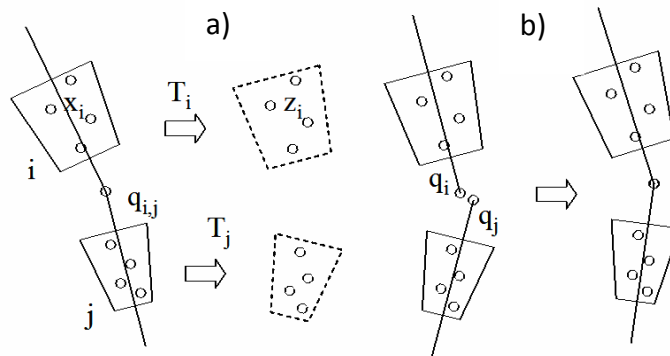


Figura 3.10 – a) Esempio di allineamento di punti corrispondenti attraverso la funzione $H(T)$.
b) Esempio di come i giunti vengono forzati attraverso la funzione $G(T)$. [28]

3.8 CONSIDERAZIONI

Il sistema di acquisizione del movimento precedentemente descritto è in grado di registrare il movimento dell'intero corpo del soggetto senza l'uso di marcatori o altre attrezzature e necessita dell'uso di un modello, la cui configurazione può essere inizializzata tramite l'uso di uno scanner laser (operazione eseguibile in pochi minuti e sufficiente per qualsiasi acquisizione successiva del soggetto ma economicamente costosa) oppure tramite una visual hull (operazione altrettanto veloce ma più economica).

I vantaggi di questo approccio sono la sua flessibilità, come la definizione del modello della catena cinematica può essere modificata per adattarsi alla specifica applicazione, la sua rappresentazione compatta tramite visual hull, la sua rappresentazione volumetrica che offre maggiori informazioni sui momenti inerziali dei segmenti anatomici rispetto ai sistemi marker-based.

I principali svantaggi, invece, riguardano l'incapacità di determinare le rotazioni interne-esterne per segmenti che hanno una simmetria quasi-cilindrica, come la coscia e la gamba. Tuttavia si possono sfruttare altre informazioni dell'immagine come texture o contorni o particolari punti per ottenere stime più accurate, unendo diversi approcci (image-based, volume-based) all'interno di uno stesso framework probabilistico.

Capitolo 4

PROCEDURA SPERIMENTALE

4.1 SET-UP DEL LABORATORIO

Questa tesi è stata svolta presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova, dove è presente un sistema di acquisizione SMART-E (Motion Analysis System) fornito dall'azienda BTS Spa [29]. Questo sistema presenta una parte hardware costituita da telecamere, illuminatori, pedane di forza e pressione e una workstation, e una parte software composta dai software Smart-Capture, Smart-Tracker e Smart-Analyzer.

Le telecamere utilizzate sono sei, hanno una risoluzione video pari a 640x480 e una frequenza di lavoro di 60-120 Hz, sono provviste di filtri IR e sfruttano una tecnologia CCD perché presenta un rapporto segnale/rumore superiore ai sensori CMOS. L'immagine registrata non è a colori ma a 256 livelli di grigio. Su tutte le telecamere sono inoltre state montate delle lenti da 4.5 mm e sia la messa a fuoco che il diaframma sono stati regolati manualmente.

Posteriormente al piano focale di ogni telecamera sono montati degli illuminatori a infrarossi che emettono impulsi di luce infrarossa di lunghezza d'onda di 880 nm.

Le telecamere sono state disposte in maniera da permettere un'acquisizione della camminata di un soggetto simultaneamente con un approccio marker-based e uno markerless. In Figura 4.1 è riportata la disposizione delle sei telecamere utilizzate: in particolare per l'analisi con la tecnica markerless sono state utilizzate solo cinque telecamere, la telecamera numero 5 è stata utilizzata solo per la tecnica marker-

based poiché essendo troppo vicina al soggetto in movimento non permetteva un'acquisizione fullbody.

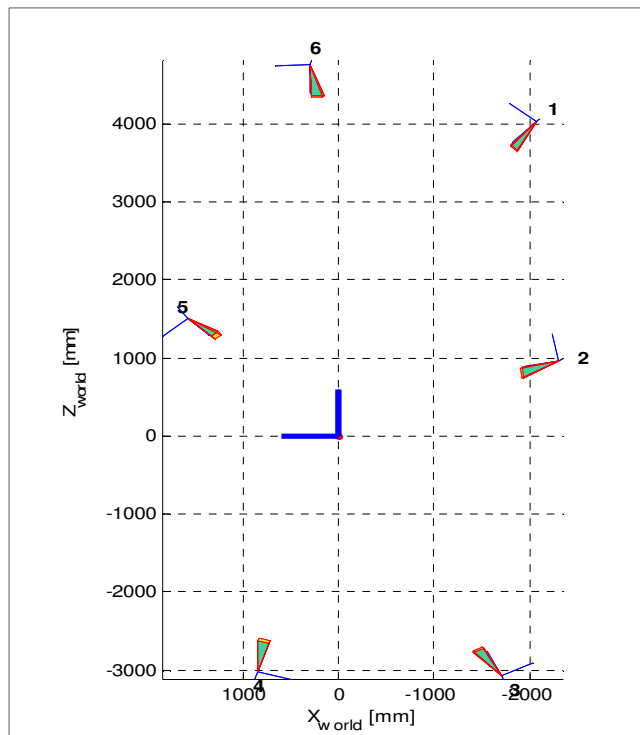


Figura 4.1 – Configurazione della disposizione delle telecamere utilizzate.

Per quanto riguarda la componente software, è stato utilizzato lo Smart-Capture che permette la gestione completa e real time della calibrazione e dell'acquisizione dei dati cinematici e dinamici. Una volta calibrato il sistema sono state eseguite le acquisizioni necessarie per lo studio proposto in questa tesi.

Il software Smart-Tracker (Figura 4.2) permette, invece, la ricostruzione della traiettoria di ogni marker collegando la sua posizione in frame consecutivi. Ad ogni marker viene assegnato un nome e una traiettoria; manualmente si può assegnare a ciascun marker un'etichetta per la ricostruzione delle traiettorie di interesse.

Infine è stato usato l'applicativo Smart-Analyzer per effettuare l'analisi della fase di appoggio-stacco del piede durante la camminata del soggetto.

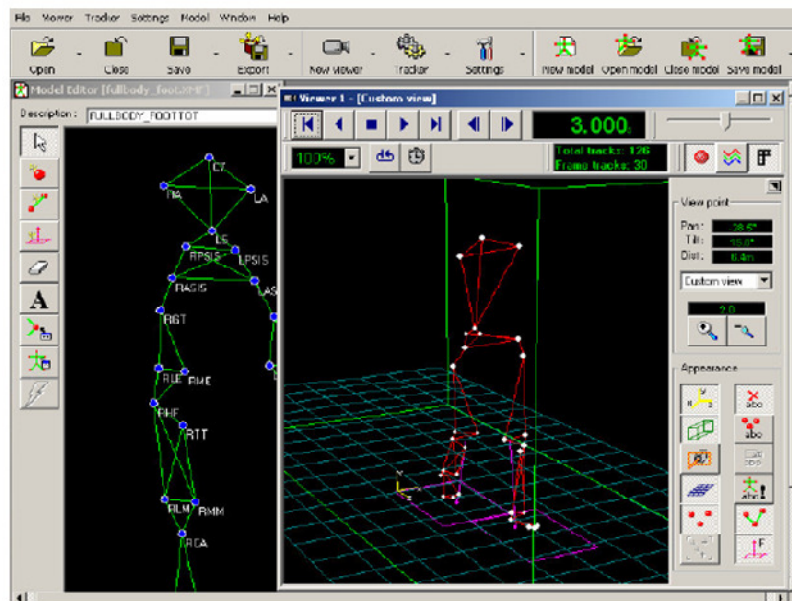


Figura 4.2 – Esempio di visualizzazione del volume di misurazione tramite Smart-Tracker.

4.2 PROCEDURA MARKER-BASED

Come illustrato nel primo Capitolo, per l'acquisizione del movimento tramite un approccio marker-based è necessario applicare sul corpo del soggetto in esame opportuni marcatori; questi sono stati applicati seguendo le direttive del protocollo IOR-gait (paragrafo 2.5.4), più precisamente 14 posti direttamente sulla settima vertebra cervicale, sulla quinta vertebra lombare, sugli acromion destro e sinistro e sui punti di repere degli arti inferiori destri (epicondili mediale e laterale, testa della fibula, tuberosità tibiale, malleoli laterale e mediale, calcagno e primo, secondo e quinto metatarso) e 12 ripartiti in 4 cluster a forma di rombo su coscia destra, gamba inferiore destra e bacino destro e sinistro (Figura 4.3).

Prima di poter procedere con l'acquisizione del movimento vero e proprio è necessario operare una calibrazione anatomica dei punti di repere durante una fase di statica. In particolare le spine iliache e il gran trocantere vengono calibrati con il metodo della bacchetta, invece tutti gli altri punti di repere vengono calibrati attraverso i marker posti su di essi. Questa procedura di calibrazione permette di ottenere le coordinate tempo-invarianti dei marker posti sul soggetto nel sistema di riferimento globale locale associato a ciascun segmento.

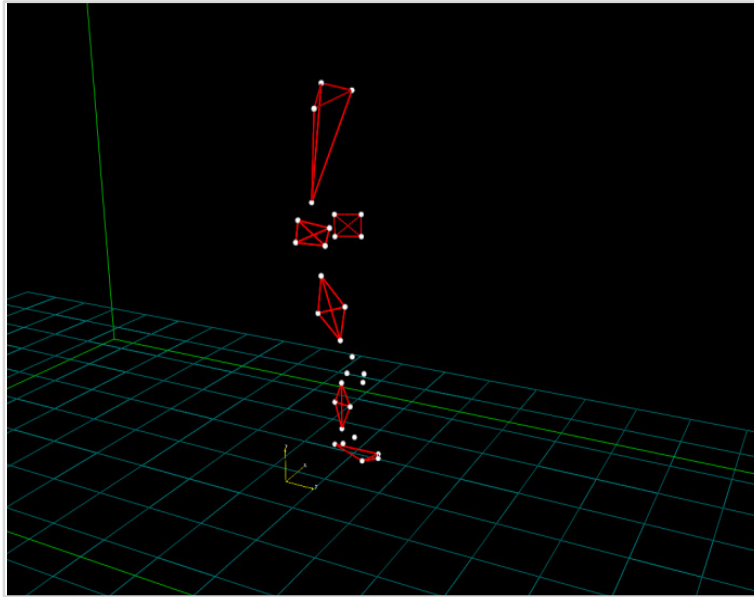


Figura 4.3 – Rappresentazione della disposizione dei marker sul soggetto in esame.

L'acquisizione in statica, ossia mentre il soggetto rimane fermo in piedi per alcuni secondi, ha permesso inoltre di calibrare i sistemi di riferimento e di analizzare in dinamica la deviazione degli angoli rispetto alla statica. Infine è stata eseguita un'acquisizione in dinamica di una camminata normale del soggetto, di cui successivamente è stato analizzato solo un passo destro.

Per entrambe le acquisizioni è stato effettuato il tracking sulla base del modello in Figura 4.4; sono quindi stati elaborati solo i marker appartenenti ai cluster.

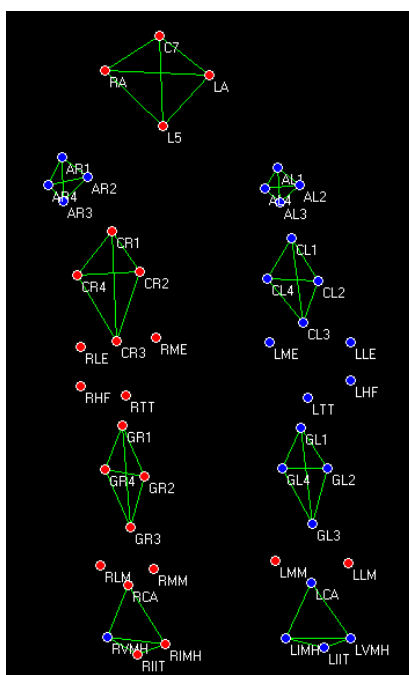


Figura 4.4 – Modello cluster utilizzato per la determinazione dei sistemi di riferimento locale dei segmenti ossei. Sono stati considerati solo i cluster di bacino, coscia, gamba e piede destri.

Post-elaborando i dati ottenuti col tracking, è possibile ricavare a partire dai cluster le posizioni dei punti di repere anatomico. In particolare la procedura eseguita è la seguente:

- calibrazione anatomica: vengono calcolate le posizioni di tutti i punti di repere in statica rispetto ai cluster nel sistema di riferimento tecnico dei cluster attraverso uno stimatore non ottimo. Il sistema di riferimento tecnico viene definito dalla matrice di rotazione e di traslazione (gR_t , gT_t) per ogni segmento osseo sul quale è applicato un cluster, ossia bacino, gamba, coscia destri;
- si determinano le coordinate dei punti di repere anatomico in statica rispetto al sistema tecnico corrispondente;
- i dati ottenuti ai passi precedenti vengono riutilizzati nell'elaborazione della dinamica nel seguente modo: le matrici gR_t e gT_t dei cluster vengono usate per trasformare i marker dei cluster in dinamica da sistema globale a sistema tecnico associato al segmento osseo cui fanno riferimento. Utilizzando la procedura illustrata nel paragrafo 2.5.3 (Protocollo CAST), si ricavano la matrice di rotazione (${}^gR_t(t)$) e il vettore di traslazione (${}^gT_t(t)$) ottimali che permettono di passare dal sistema tecnico al sistema globale. Dalla posizione nel sistema tecnico dei punti di repere (${}^t a_i$, $i=1\dots n$ repere), calcolata precedentemente con la calibrazione anatomica, si calcola l'andamento dei punti durante tutta l'acquisizione dinamica usando le nuove matrici ottimizzate (${}^g a_i(t) = {}^gR_t(t) {}^t a_i + {}^gT_t(t)$) (Figura 4.5).

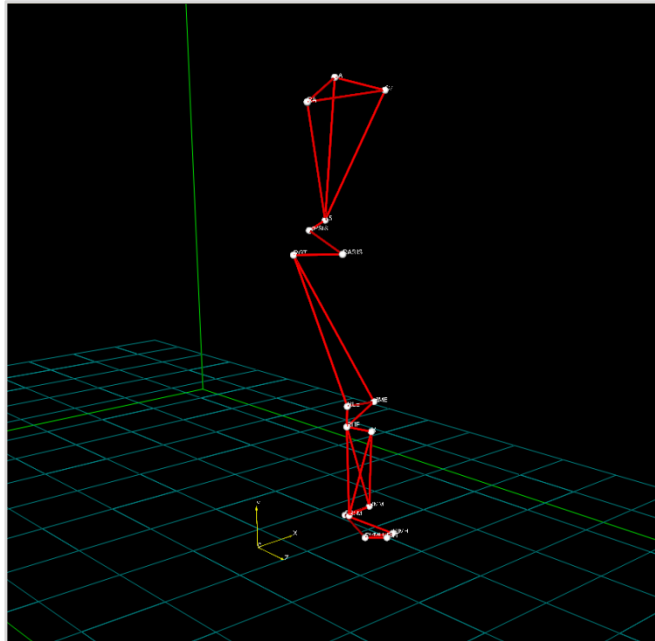


Figura 4.5 – Ricostruzione dei punti di repere per gli arti inferiori destri a partire dai cluster su bacino, coscia, gamba.

4.3 PROCEDURA MARKERLESS

Le acquisizioni (una statica e una dinamica) di cui si è parlato al paragrafo precedente sono state effettuate simultaneamente con la tecnica marker-based e con quella markerless, registrando quindi i video acquisiti dalle telecamere ad infrarosso. Inoltre per quest'ultima tecnica è stata effettuata anche l'acquisizione dell'ambiente di laboratorio per poter estrarre le silhouette del soggetto come descritto nel paragrafo 3.4: è stata eseguita un'operazione di sogliatura della differenza tra le immagini acquisite sia in statica che in dinamica e lo sfondo, e successivamente le immagini risultanti sono state binarizzate (Figura 4.6).

Per ogni frame viene ricreata una visual hull come illustrato al paragrafo 3.5 a partire dall'intersezione delle silhouette nello spazio di misura, ottenendo così una rappresentazione tridimensionale del soggetto.

Infine ogni visual hull viene messa in corrispondenza (fase di matching) con un modello ottenuto da una scansione laser del soggetto, a cui è stata applicata la procedura di generazione automatica del modello, illustrata al paragrafo 3.6.1. Il modello così ottenuto è un modello segmentato come in Figura 4.7, dove ogni segmento anatomico è compreso tra due giunti (a parte il segmento radice e i

segmenti terminali) ed è definito da una matrice di rototraslazione locale globale, che ne identifica la posa nel sistema globale, e da 6 parametri (3 di rotazione e 3 di traslazione), che ne identificano la posa rispetto al segmento genitore.



Figura 4.6 – Da sinistra a destra: immagini dello stesso istante di acquisizione del soggetto in laboratorio, del soggetto su uno sfondo nero, della silhouette del soggetto.

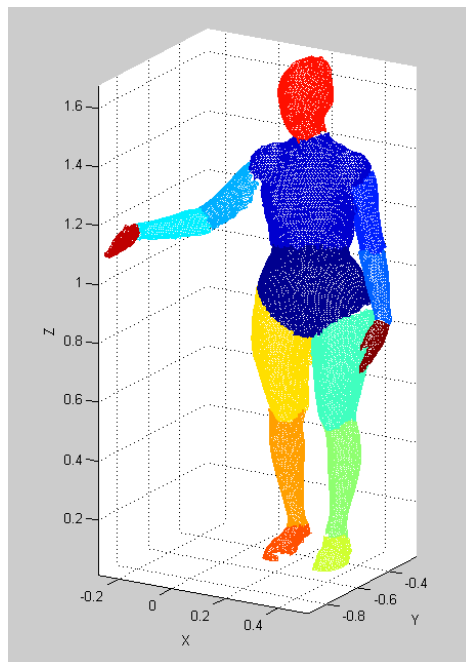


Figura 4.7 – Modello segmentato del soggetto utilizzato per la procedura di match in statica.

La registrazione della superficie della visual hull alla superficie del modello segmentato del soggetto è stata effettuata impiegando l'algoritmo Articulated ICP descritto nel paragrafo 3.7.1.

4.4 PROCEDURA PER IL CONFRONTO

L'obiettivo di questa tesi è quello di effettuare il confronto tra la ricostruzione di coordinate anatomiche ottenuta mediante un protocollo marker-based e una tecnica di analisi markerless. Per procedere con il confronto è stato sfruttato un punto comune alle due tecniche: la definizione dei sistemi di riferimento tecnici per ogni segmento anatomico.

Entrambe le tecniche sotto analisi, infatti, definiscono i segmenti di bacino, coscia e gamba grazie ad un sistema di riferimento tecnico, a sua volta esprimibile per mezzo di una matrice di rotazione ${}^B R_t(t)$ e un vettore di traslazione ${}^B T_t(t)$, che permettono di passare dal sistema tecnico al sistema globale. La tecnica marker-based definisce i sistemi tecnici di ciascun segmento a partire da tre marker non allineati posti su quest'ultimo utilizzando il metodo di Chao-Morrey (1978), descritto al paragrafo 2.3. Per quanto riguarda i sistemi tecnici ricostruiti con la procedura markerless, il segmento del bacino (radice) viene inizializzato con la stessa orientazione del sistema di riferimento del laboratorio (globale), i sistemi tecnici di coscia e gamba inferiore hanno l'origine coincidente con il giunto padre e l'asse longitudinale (z) orientato lungo la linea che connette giunto padre e giunto figlio, l'asse antero-posteriore (y) orientato secondo la componente dell'asse z (direzione di avanzamento) del sistema globale perpendicolare all'asse longitudinale, e il rimanente asse x ortogonale rispetto ai primi due.

Le matrici di rotazione di ciascun segmento calcolate con la tecnica markerless sono state moltiplicate per una matrice di cambio di base R_c :

$$R_c = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad \text{Eq. 4.1}$$

che permette di orientare allo stesso modo i sistemi markerless e marker-based. Il risultato è riportato in Figura 4.8: il sistema di bacino calcolato con il markerless, per esempio, non è più orientato come il sistema del laboratorio secondo la tecnica markerless ma come quello della tecnica marker-based (Figura 4.8, destra).

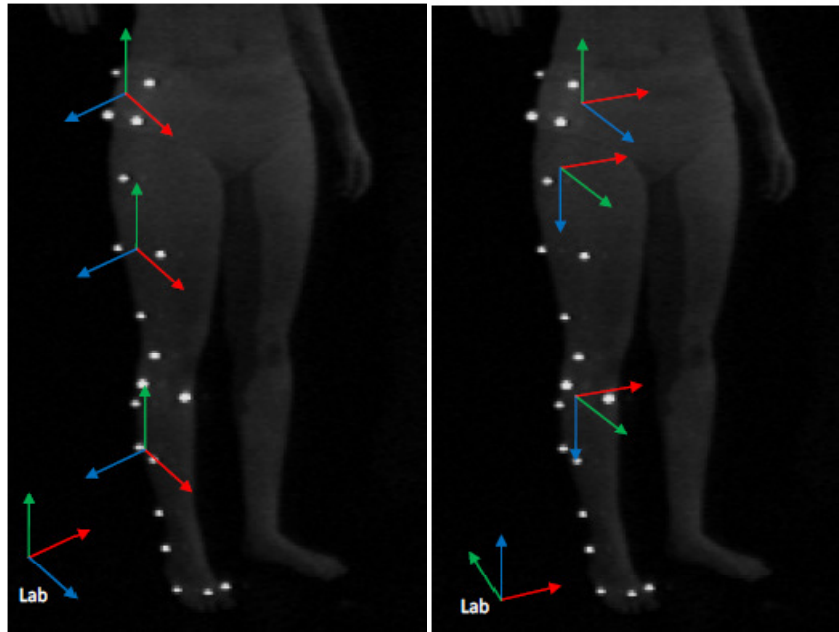


Figura 4.8 – Rappresentazione dei sistemi di riferimento tecnici di bacino, coscia e gamba inferiore ricostruiti con la tecnica marker-based (a sinistra) e markerless (a destra). È riportato anche il sistema di riferimento globale per entrambe le tecniche (marker-based a sinistra, markerless a destra).

Si è successivamente considerato un frame dell'acquisizione statica e per questo frame si è cercata la relazione che lega le matrici di rototraslazione di bacino, coscia e gamba inferiore destra calcolate con la tecnica markerless alle corrispondenti matrici calcolate con la tecnica marker-based.

Questa relazione può essere vista come una trasformazione τ che permette al sistema calcolato col markerless di coincidere con quello calcolato con la tecnica marker-based. Esplicitando quanto appena detto, si ha:

$$\begin{bmatrix} {}^gR_t & {}^gT_t \\ 0 & 1 \end{bmatrix}_{ML} \cdot \tau = \begin{bmatrix} {}^gR_t & {}^gT_t \\ 0 & 1 \end{bmatrix}_{MB} \quad \text{Eq. 4.2}$$

$$\tau = \begin{bmatrix} {}^gR_t & {}^gT_t \\ 0 & 1 \end{bmatrix}_{ML}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} {}^gR_t & {}^gT_t \\ 0 & 1 \end{bmatrix}_{MB} \quad \text{Eq. 4.3}$$

Ne risulta una matrice 4x4 specifica di ogni segmento corporeo e tempo-invariante. Questa trasformazione viene successivamente applicata alle matrici di rototraslazione del sistema markerless calcolate in dinamica, permettendo così di avere delle matrici markerless “trasformate” confrontabili con quelle ottenute, sempre in dinamica, con la tecnica marker-based:

$$\begin{bmatrix} \mathcal{R}(t) & \mathcal{T}(t) \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^gR(t)_t & {}^gT(t)_t \\ 0 & 1 \end{bmatrix}_{ML} \cdot \tau \quad \text{Eq. 4.4}$$

Infine sono stati calcolati i punti di repere anatomico (RA) in dinamica nel sistema di riferimento globale a partire dalle matrici “trasformate” con una procedura analoga a quella effettuata con la tecnica marker-based:

$${}^sRA(t) = \mathcal{R}(t) {}^tRA + \mathcal{T}(t) . \quad \text{Eq. 4.5}$$

4.5 CALCOLO DEGLI ANGOLI ARTICOLARI

Per il calcolo degli angoli articolari sono stati definiti i segmenti anatomici come descritto al paragrafo 2.4.1.

Di seguito viene riportato il calcolo degli angoli per l’articolazione del ginocchio secondo le direttive proposte da E. S. Grood e W. J. Suntay nel 1983 [30]. Si considerino i versori degli assi dei sistemi di riferimento prossimale (I, J, K) e distale (i, j, k), si ha:

- $P = XI + YJ + ZK$ descrive un punto nel sistema di coordinate prossimale;
- $p = xi + yj + zk$ descrive un punto nel sistema di coordinate distale;

il vettore r può essere definito anche da $p = R^T P + T$, dove T è l’origine del sistema prossimale rispetto al sistema distale, R è la matrice di rotazione derivata da una sequenza di rotazioni la cui trasposta è definita nel seguente modo:

$$R^T = \begin{bmatrix} I \cdot i & J \cdot i & K \cdot i \\ I \cdot j & J \cdot j & K \cdot j \\ I \cdot k & J \cdot k & K \cdot k \end{bmatrix} . \quad \text{Eq. 4.6}$$

Gli angoli dell’articolazione del ginocchio destro in gradi sono stati calcolati come segue:

$$Ab/adduzione = 180 \arccos(I \cdot k) / \pi - 90 \quad \text{Eq. 4.7}$$

$$Flesso/estensione = -180 \arctan2(J \cdot k, K \cdot k) / \pi \quad \text{Eq. 4.8}$$

$$Int/extrarotazione = -180 \arctan2(I \cdot j, I \cdot i) / \pi . \quad \text{Eq. 4.9}$$

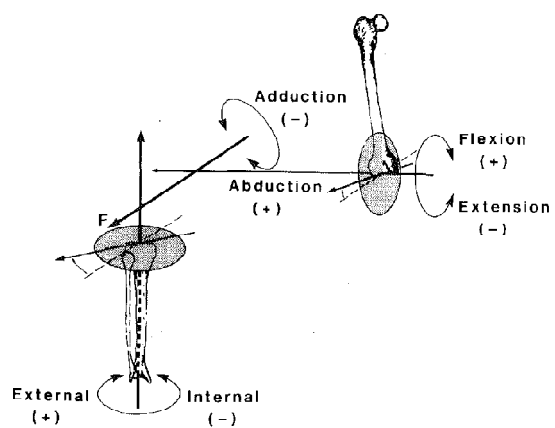


Figura 4.9 – Angoli articolari per l'articolazione del ginocchio. [30]

Capitolo 5

RISULTATI

5.1 TRAIETTORIE DEI PUNTI DI REPERE ANATOMICO

Sono state ricostruite le traiettorie dei punti di repere anatomico nella fase di stance del passo dei segmenti anatomici di bacino, coscia e gamba inferiore destri, in un soggetto sano, con un protocollo marker-based e una tecnica markerless, seguendo la procedura riportata nel paragrafo 4.4. In Figura 5.1– Figura 5.7 vengono riportate le traiettorie dei punti di repere più significative; per ogni coppia di traiettorie associate allo stesso punto di repere viene riportato l'indice di correlazione, lo scostamento minimo e lo scostamento massimo.

Si può osservare che le traiettorie ricostruite lungo l'asse z (antero-posteriore) hanno un'ottima correlazione per tutti i punti di repere; le correlazioni lungo l'asse x (medio-laterale) variano da 0.54 a 0.68; le correlazioni lungo l'asse y (verticale-longitudinale) variano da 0.61 (epicondilo mediale) a 0.95 (malleolo laterale). In particolare i malleoli, sia laterale che mediale, vengono ricostruiti con la tecnica markerless sufficientemente bene; a metà della fase di stance del malleolo laterale si hanno scostamenti minimi di qualche millimetro lungo l'asse verticale e scostamenti massimi dell'ordine di decine di millimetri lungo l'asse antero-posteriore (evidenziato in Figura 5.6). Questa variazione di accuratezza nella ricostruzione delle coordinate di uno stesso punto di repere nella parte iniziale, finale o a metà della stance e lungo assi diversi è evidente, per esempio, anche nelle traiettorie della spina iliaca anteriore (Figura 5.2) e dell'epicondilo mediale (Figura 5.5), e può essere attribuita a diversi fattori:

- errori nella costruzione delle silhouette dovuti alla presenza di marker sulla pelle;
- numero limitato e disposizione vincolante delle telecamere utilizzate;
- errori nel processo di segmentazione del soggetto dallo sfondo del laboratorio in quanto non omogeneo.

La prima tipologia di errore è implicita in un confronto tra tecnologia marker-based e markerless, per la presenza e le dimensioni dei marcatori utilizzati. Soprattutto le limitazioni imposte dal laboratorio sono state determinanti ai fini del lavoro svolto: poche telecamere e illuminatori troppo lontani dal volume in cui avviene l'atto motorio del soggetto non hanno permesso una buona ricostruzione delle visual hull del soggetto e una buona visione dei marker posti sul bacino e sul piede.

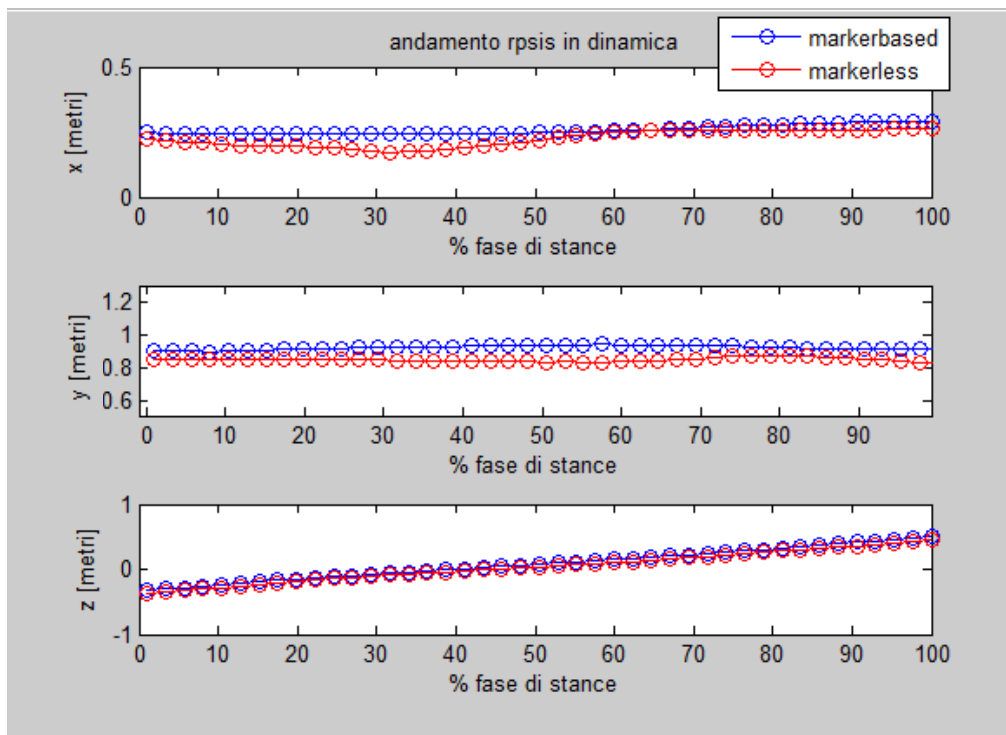


Figura 5.1 - Traiettorie della spina iliaca posteriore destra (RPSIS) nella fase di stance.

	CORRELAZIONE			SCOSTAMENTO MAX [m]			SCOSTAMENTO MIN [m]		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
RPSIS	0,8555	0,2629	0,9995	0,0717	0,1074	0,0567	0,0037	0,0473	0,022

Tabella 5.1 - Indice di correlazione e scostamenti massimo e minimo calcolati per le traiettorie in Figura 5.1.

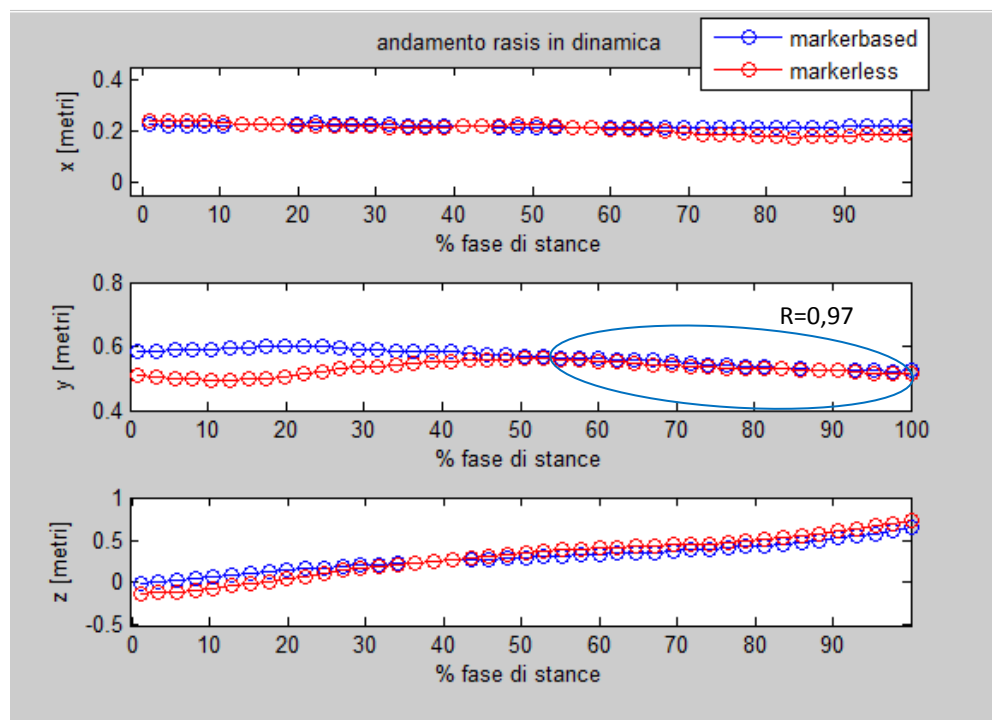


Figura 5.2 –Traiettorie della spina iliaca anteriore destra (RASIS) nella fase di stance.

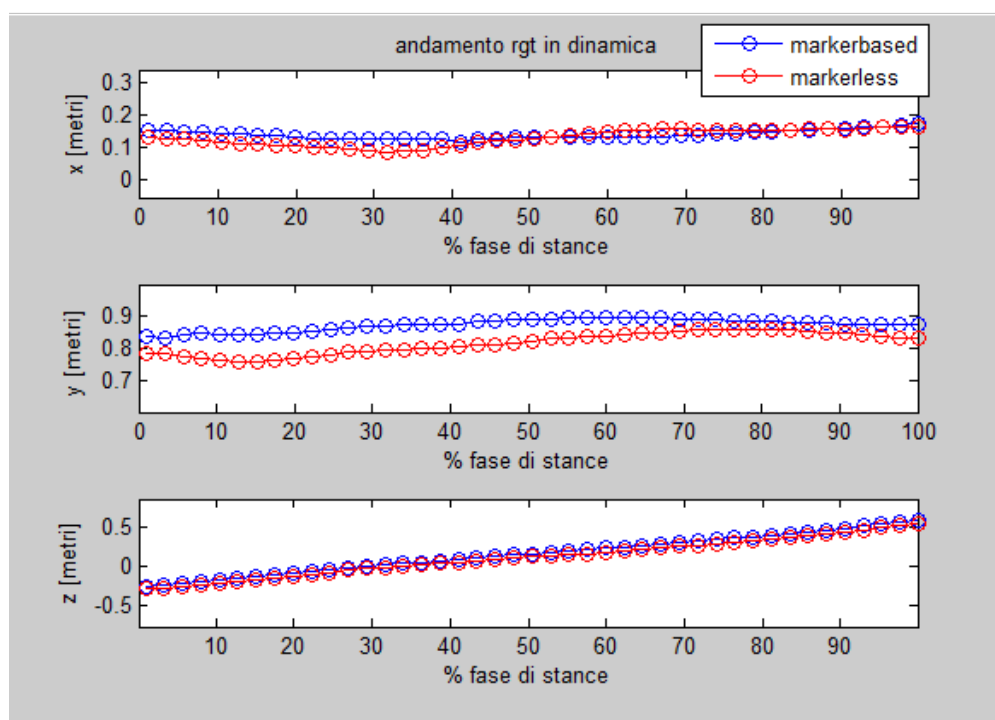


Figura 5.3 - Traiettorie del gran trocantere destro (RGT) nella fase di stance.

	CORRELAZIONE			SCOSTAMENTO MAX [m]			SCOSTAMENTO MIN [m]		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
RASIS	0,4812	0,1675	0,9885	0,0389	0,0991	0,1331	0,0016	0,0006	0,0022
RGT	0,6853	0,8407	0,9993	0,0424	0,0859	0,0587	0,0008	0,0236	0,0210

Tabella 5.2 – Indice di correlazione e scostamenti massimo e minimo calcolati per le traiettorie in Figura 5.2 e in Figura 5.33.

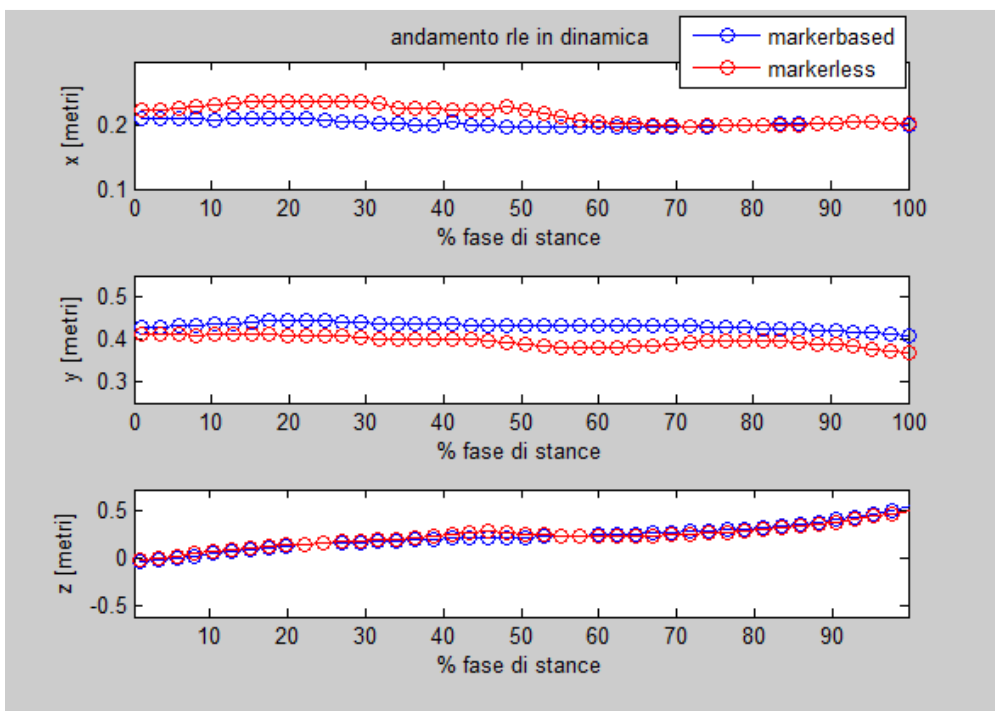


Figura 5.4 - Traiettorie dell'epicondilo laterale destro (RLE) nella fase di stance.

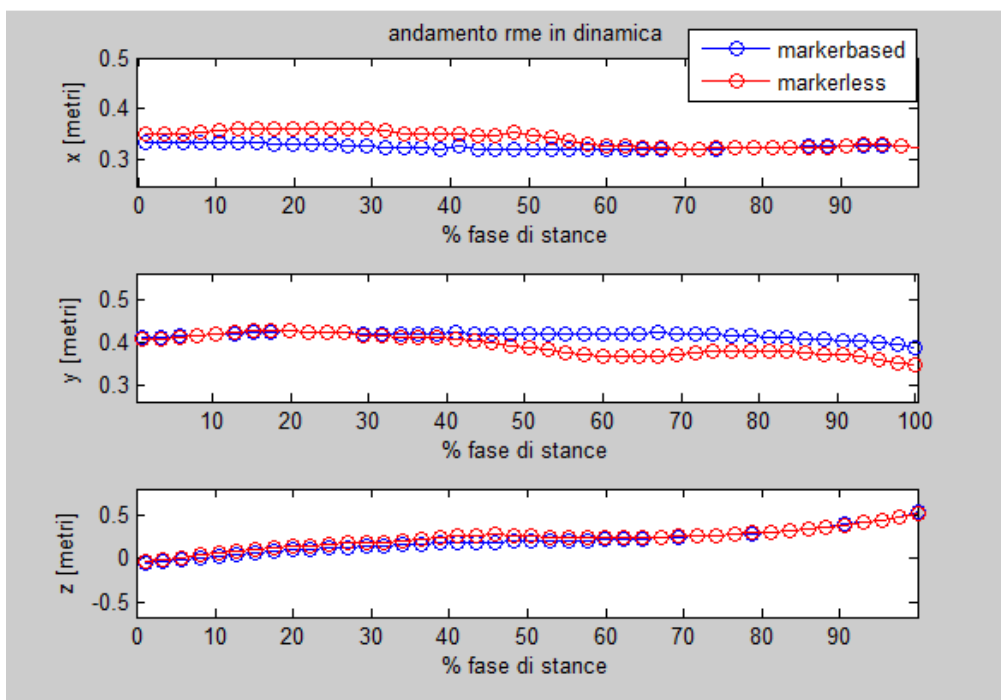


Figura 5.5 - Traiettorie dell'epicondilo mediale destro (RME) nella fase di stance.

	CORRELAZIONE			SCOSTAMENTO MAX [m]			SCOSTAMENTO MIN [m]		
	x	y	z	x	y	Z	x	y	z
RLE	0,6468	0,6765	0,9842	0,0317	0,0531	0,0630	0,0002	0,0147	0,0039
RME	0,5454	0,6143	0,9838	0,0344	0,0540	0,0885	0,0002	0,0007	0,0005

Tabella 5.3 - Indice di correlazione e scostamenti massimo e minimo calcolati per le traiettorie in Figura 5.4 e in Figura 5.5.

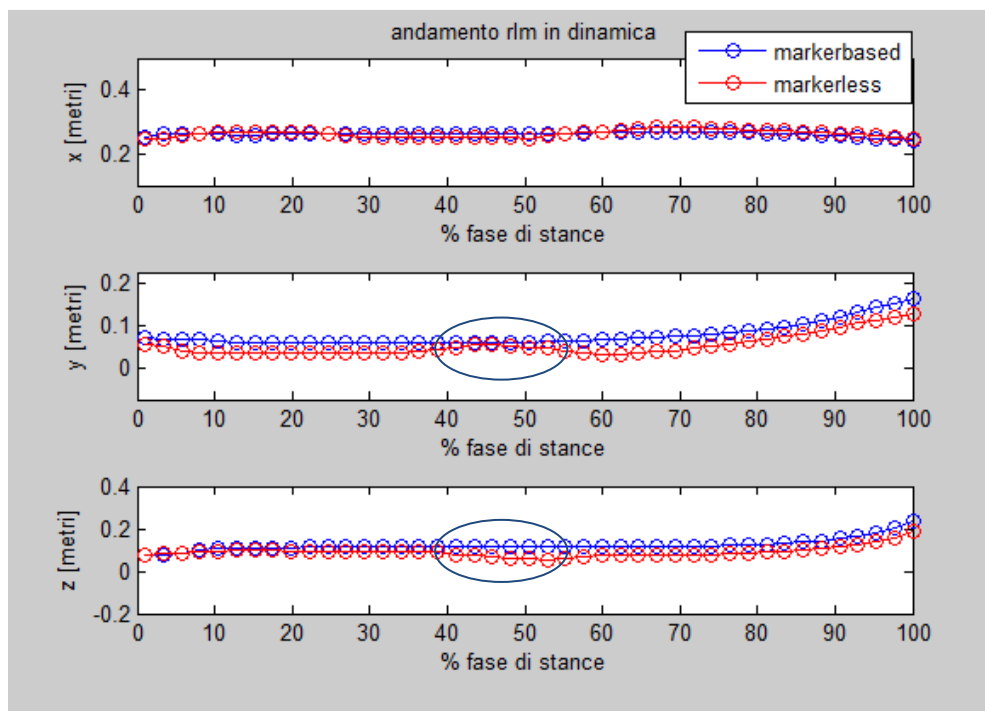


Figura 5.6 - Traiettorie del malleolo laterale destro (RLM) nella fase di stance.

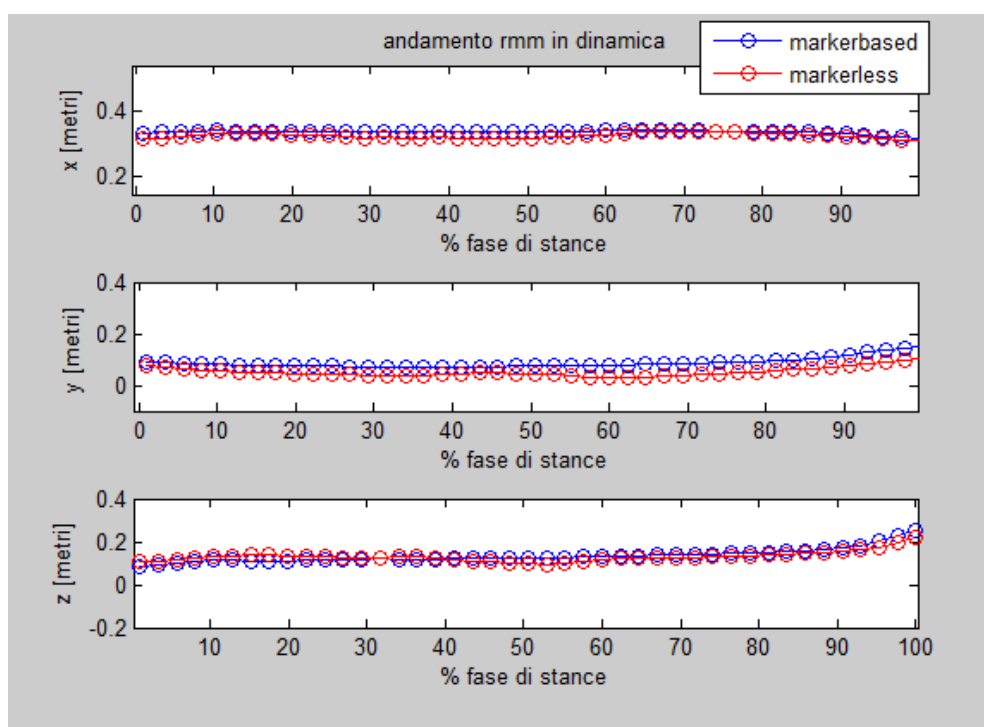


Figura 5.7 - Traiettorie del malleolo mediale destro (RMM) nella fase di stance.

	CORRELAZIONE			SCOSTAMENTO MAX [m]			SCOSTAMENTO MIN [m]		
	x	y	z	x	y	z	x	y	z
RLM	0,5885	0,9568	0,8369	0,0161	0,0367	0,0630	0,0001	0,0031	0,0005
RMM	0,5627	0,8747	0,8501	0,0241	0,0515	0,0342	0,0020	0,0117	0,0041

Tabella 5.4 – Indice di correlazione e scostamenti massimo e minimo calcolati per le traiettorie in Figura 5.6 e in Figura 5.7.

5.2 ANGOLI ARTICOLARI

Oltre alle traiettorie dei punti di repere, sono stati calcolati anche gli andamenti degli angoli articolari; nelle Figura 5.8 e Figura 5.9 vengono riportati quelli di ginocchio destro e bacino sinistro.

Le limitazioni imposte dal set-up del laboratorio sono ancora una volta evidenti; non è stato possibile ottenere, infatti, una stima particolarmente accurata degli angoli articolari. Si osservino in Figura 5.8 gli andamenti degli angoli del ginocchio, dove gli angoli di ab-adduzione e intra-extrarotazione sono stati riportati per completezza in quanto, in generale, non sono considerati molto affidabili nemmeno con tecniche marker-based, essendo affetti da artefatti da tessuto molle; gli angoli di flesso-estensione presentano, invece, una correlazione di 0.746 e l'andamento ricostruito con la tecnica markerless segue quello ricostruito con la tecnica marker-based soprattutto nella fase di estensione. Gli angoli di flesso-estensione del bacino sinistro (Figura 5.9) presentano invece una correlazione pari a 0.921 ma non sono comunque ricostruiti con accuratezza in quanto alla fine della fase di stance si misura una differenza nelle ricostruzioni con le due tecniche di circa 30° . I limiti imposti dal laboratorio hanno portato alla presenza nelle visual hull ricostruite di volumi "fantasma" (paragrafo 3.5) nella zona del bacino (Figura 5.10) con una conseguente perdita di accuratezza nella ricostruzione.

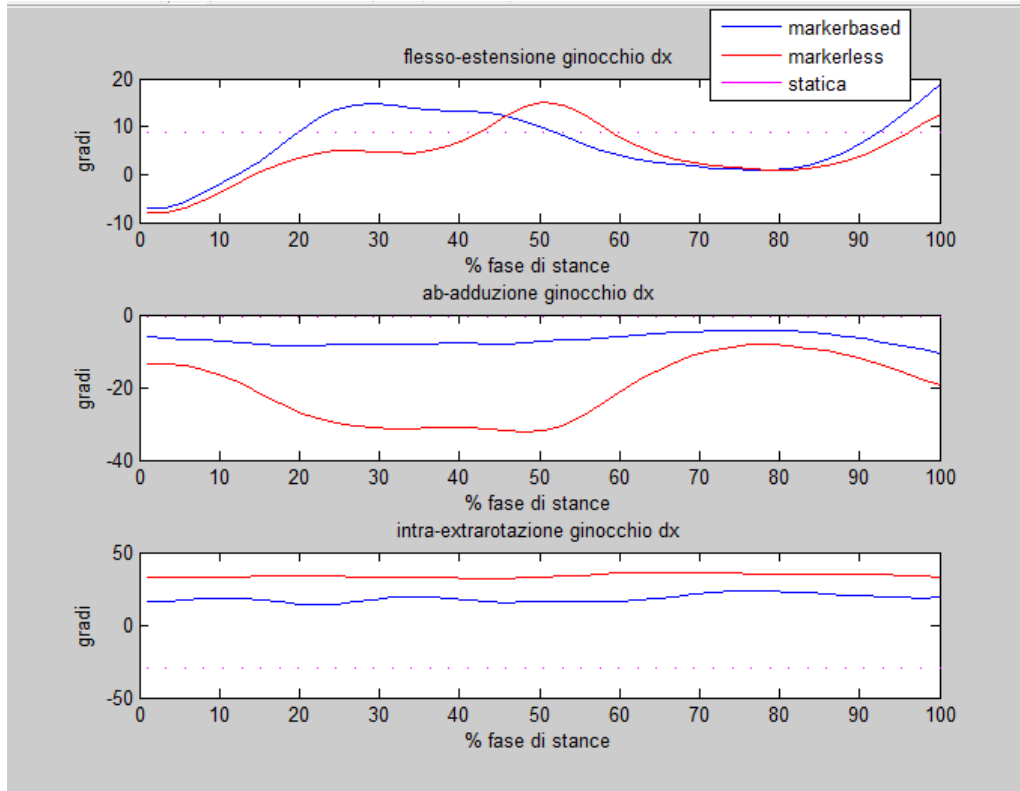


Figura 5.8 – Andamento degli angoli articolari del ginocchio destro secondo la convenzione di Grood & Suntay.

CORRELAZIONE		
flessione	adduzione	rotazione
0,7460	0,7074	0,5557

Tabella 5.5 – Indice di correlazione per gli angoli articolari del ginocchio destro riportati in Figura 5.8.

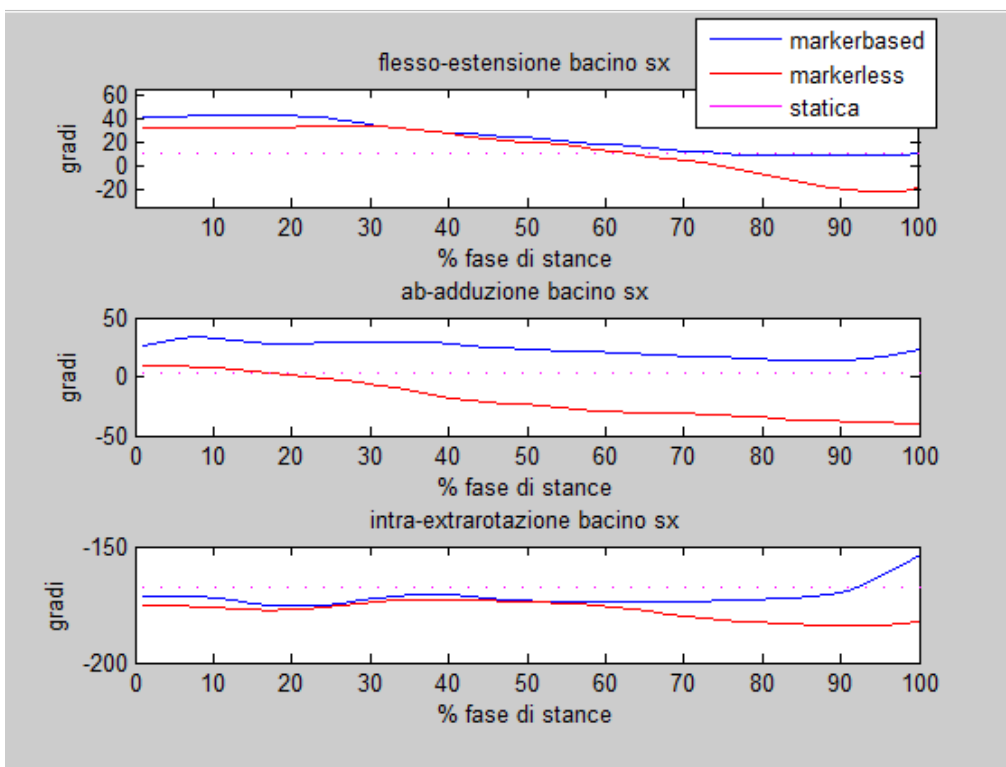


Figura 5.9 - Andamento degli angoli articolari del bacino sinistro secondo la convenzione di Grood & Suntay nella fase di stance.

CORRELAZIONE		
flessione	adduzione	rotazione
0,9213	0,8879	0,4130

Tabella 5.6 - Indice di correlazione per gli angoli articolari del bacino sinistro riportati in figura 5.9.



Figura 5.10 – Esempio di volumi “fantasma” nella ricostruzione della visual hull nella zona del bacino.

Conclusioni

Lo scopo di questa tesi è stato quello di sviluppare un metodo per il confronto a livello cinematico tra due diverse tecniche di acquisizione e analisi del movimento umano, una che utilizza appositi marcatori sulla pelle e che è contraddistinta da un'elevata accuratezza delle misure ma con una lunga fase di messa a punto del sistema, e una che sfrutta la sola ripresa di immagini da telecamere (detta quindi markerless), risultando molto più veloce, ma che presenta ancora oggi delle limitazioni dal punto di vista della precisione.

Il metodo sviluppato consiste nel calcolo di una trasformazione che lega la ricostruzione sulla scena 3D di un soggetto ottenuta con una procedura markerless con quella ricavata per mezzo di una convenzionale tecnica marker-based. Attraverso questa trasformazione è stato possibile ricostruire successivamente la posizione dei punti di repere anatomico degli arti inferiori con la tecnica markerless e confrontarli con quelli ottenuti con il protocollo marker-based.

Caratteristica del metodo sviluppato è stata quella di acquisire le immagini con le due tecniche sopra citate in maniera simultanea, mediante lo stesso sistema stereofotogrammetrico. La configurazione del laboratorio, che presentava un numero di telecamere non adeguato alle reali esigenze, ha però influenzato la bontà della ricostruzione; i risultati ottenuti, tuttavia, sono consistenti: la stima delle traiettorie articolari con la tecnica markerless risulta ben correlata a quella ottenuta attraverso quella basata su marker, soprattutto sul piano sagittale.

E' lecito aspettarsi che l'applicazione della metodologia presentata in questa tesi unitamente all'impiego di un numero maggiore di telecamere possa portare ad un incremento della precisione della tecnica markerless e quindi ad un confronto tra le due tecniche più efficiente.

Bibliografia

- [1] A. Cappello, A. Cappozzo e P. E. di Prampero. *Bioingegneria della postura e del movimento*. Bologna : Patron Editore, 2003.
- [2] A. Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce, A. Leardini. *Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination*. 1995, *Clinical Biomechanics*, Vol. 10, p. 171-178.
- [3] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background*. 2005, *Gait and posture*, Vol. 21, p. 186-196.
- [4] L. Chiari, U. Della Croce, A. Leardini, A. Cappozzo. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors*. 2005, *Gait and posture*, Vol. 21, p. 195-211.
- [5] U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, A. Cappozzo. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assesment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics*. 2005, *Gait and posture*, Vol. 21, p. 226-237.
- [6] E. Y. Chao, B. F. Morrey. *Three dimensional rotation of the elbow*. 1978, *Journal of biomechanics*, Vol. 11, p. 57-73.
- [7] G. Wu, F. C. Van Der Helm, H. E. Veeger, et al. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part I: ankle, hip and spine*. 2002, *Journal Biomechanics*, Vol. 35, p. 543-548.
- [8] G. Wu, F. C. Van Der Helm, H. E. Veeger, et al. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand*. 2005, *Journal Biomechanics*, Vol. 35, p. 981-992.

- [9] A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti, U. Della Croce. *Position and orientation in space of bones during movement: experimental arefacts*. 1995, *Clinical Biomechanics*, Vol. 11, N. 2, p. 90-100.
- [10] C. Frigo, M. Rabuffetti, D. C. Kerrigan, L. C. Deming, A. Pedotti. *Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method*. 1998, *Medical & biological engineering & computing*, Vol. 36, p. 179-185.
- [11] R. B. Davis III, S. Ounpuu, D. Tyburski, J. R. Gage. *A gait analysis data collection and reduction technique*. 1991, *Human movement science*, Vol. 10, p. 575-587.
- [12] A. Cappozzo, A. Cappello, U. Della Croce, F. Pensalfini. *Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction*. 1997, *IEEE Transaction on biomedical engineering*, Vol. 44, n. 12, p. 1165-1174.
- [13] R. Hanson, M. Norris. *Analysis of measurements based on singular value decomposition*. 1981, *SIAM Journal on Scientific and Statistical Computing*, Vol. 2, p. 363-373.
- [14] A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Natio, M. G. Benedetti. *A new anatomically based protocol for gait analysis in children*. 2007, *Gait and posture*, Vol. 26, p. 560-571.
- [15] L. Munderman, S. Corazza, T. P. Andriacchi. *The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical application*. 2006, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, Vol.3.
- [16] T. B. Moeslund and E. Granum. *A survey of computer vision-based human motion capture*. 2001, *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 81, p. 231-268.
- [17] D. M. Gavrilla. *The visual analysis of human movement: A survey*. 1999, *Computer vision and image understanding*, Vol. 73, p. 82-92.
- [18] K. Rohr. *Human Movement Analysis Based on Explicit Motion Models*. Kluwer Academic, Dordrecht/Boston, 1997, cap. 8, p. 171-198.
- [19] S. Corazza, L. Mundermann, A. M. Chaudhari, T. Dematio, C. Cobelli, T. P. Andriacchi. *A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: visual hull and simulated annealing approach*. 2006, *Annals of biomedical engineering*, Vol. 34, p. 1019-1029.

- [20] A. Blake, M. Isard. *Active contours: the application of techniques from graphics, vision, control theory and statistics to visual tracking of shapes in motion*. 1998, Springer-Verlag New York, Inc.
- [21] M. Piccardi. *Background subtraction techniques: a review*. 2004, International conference on systems, man and cybernetics, Vol. 4, p. 3099-3104.
- [22] R. C. Gonzales, R. E. Woods. *Digital image processing*. 2002, Prentice Hall, Inc.
- [23] W. Matusik, C. Buehler, L. McMillan, S. J. Gortler. *An efficient visual hull computation algorithm*. 2001, Technical report, MIT LCS Technical Memo 623.
- [24] L. Mundermann, S. Corazza, A. M. Chaudhari, E. J. Alexander, T. P. Andriacchi. *Most favorable camera configuration for a shape-from-silhouette markerless motion capture system for biomechanical analysis*. 2005, SPIE Electronic imaging, Vol. 5665.
- [25] S. Corazza, E. Gambaretto, L. Mundermann, T. P. Andriacchi. *Automatic generation of a subject specific model for accurate markerless motion capture and biomechanical applications*. 2008, IEEE Transactions on biomedical engineering.
- [26] G. Sommer, K. Daniilidis. *Computer analysis of images and patterns*. 1997, CAIP, 7th International conference, Kiel, Germany, p. 416-426.
- [27] P. E. Gill, W. Murray. *Algorithms for the solution of the nonlinear least-squares problem*. 1978, SIAM Journal on numerical analysis, Vol. 15, p. 977-992.
- [28] L. Mundermann, S. Corazza, T. P. Andriacchi. *Accurately measuring human movement using articulated ICP with soft-joint constraints and a repository of articulated models*. 2007, IEEE Conference on computer vision and pattern recognition.
- [29] <http://www.btsbioengineering.com/>
- [30] E. S. Grood, W. J. Suntay. *A joint coordinate system for clinical description of three dimensional motion: application to the knee*. 1983, Journal of biomechanical engineering, Vol. 105, p. 136-144.